

## 明 細 書

## 疲労度測定装置、疲労検出装置及びコンピュータプログラム

5

## 技術分野

本発明は、人の疲労度を定量的に測定するための疲労度検出装置、疲労状態を検出する疲労検出装置及びそれらに用いるコンピュータプログラムに関する。

## 10 背景技術

人の生体の状態、例えば、活性状態（覚醒状態）であるか、睡眠状態であるかを検出するには、従来、脳波を測定し、その脳波パターンを解析することにより行われている。しかしながら、脳波を測定するには、被検者の頭部に脳波電極や眼電位電極を取り付ける必要があるなど、人の通常動作を制約する環境下で行わなければならず、例えば、自動車、電車などの各種輸送機器の運転時における生

15 体状態を運転者に負担をかけずに評価することは困難である。

一方、運転中の運転者の生体状態（心身状態）を監視することは、近年、事故予防策として注目されており、例えば、特許文献1（特開平9－308614号公報）、特許文献2（特開平10－146321号公報）には、心拍又は脈拍を用いて生体状態を監視する技術が提案されている。特許文献1及び2に開示の技

20 術によれば、脳波測定用の大がかりな装置の頭部への装着が不要で、簡易に運転者の生体状態を評価できる。

特許文献1及び2に開示された装置は、いずれも、心拍又は脈拍についてのカオス指標を算出し、そのカオス指標から運転者の心身状態を判定するものである。

25 具体的には、カオス指標の一つとして、心拍又は脈拍のリアプノフ指数を求め、

その時間的变化において、一定時間以上のリアプノフ指数の減少を示した場合に、休憩が必要な程度にストレス負荷が生じ、居眠りに至る直前状態（眠気を感じた状態）となっていると判定する構成である。生体信号のカオス指標によって生体の状態を客観的に診断できることは、既に特開平4-208136号公報により

5 報告されており、特許文献1及び2に開示された装置によって居眠りに至る直前状態を検出することも可能であると推定される。

しかしながら、特許文献1及び2は、測定した心拍又は脈拍を、リアプノフ指数などのカオス指標のみによって処理し、リアプノフ指数の減少変化から精神的に安定した状態に至る過程を検出し、眠気を催すような疲労状態が生じているか

10 否かを判定することを開示しているに過ぎず、疲労度を定量的に捉える試みはなされていない。

また、一般に、体力には、生命を維持するために関わる生存性の体力と、生存性の体力を背景とする活動性の体力がある。生存性の体力は、生命、健康を維持する能力に相当し、防衛体力とも呼ばれ、活動性の体力は体を動かす行動体力で

15 あり、一般的には運動能力として理解されている。行動体力を支える機能には、エネルギー発生システム、エネルギー供給システム、及びエネルギー制御システムがある。エネルギー発生システムは、筋肉系の働き具合で、筋力、持久力などの筋肉疲労の元となる機能である。エネルギー供給システムは、酸素摂取量や心拍数から求められる呼吸・循環系の機能であり、エネルギー制御システムは、敏

20 捷性、協調性、平衡性及び適応性の機能である。従って、エネルギー供給システムの状態から肉体的負担を判定でき、エネルギー制御システムの状態から精神的負担を判定できる。そして、これらの判定から、結果として、筋肉疲労の元となるエネルギー発生システムの活動状態を把握できる。

ここで、生体信号データのリアプノフ指数を求めることにより、上記エネルギー制御システムの状態、すなわち、精神的負担の状態を把握でき、生体信号の周

25

期のピーク値から求められる抵抗力（本明細書では、「パワー値」と呼ぶ）を測定処理することにより、上記エネルギー供給システムの状態、すなわち、肉体的負担の状態を把握できる。換言すれば、生体に種々のストレッサーが加わった際に生じる汎適応症候群と呼ばれる生体反応により、ACTH放出ホルモンが多彩な生物作用を生じさせるが、抵抗力とは、かかる作用により現れる心拍出量増加などの自律神経反応や攻撃性の増加などの、外部からの侵入・破壊に対して戦う力であり、それにより、エネルギーを消費し、カロリーを放出する。従って、消費カロリーの低下を検知することにより疲労度を判定することが有効である。本発明においては、かかる抵抗力を生体信号の周期のピーク値から求め、パワー値として定義するものである。

一方、疲労には、末梢性疲労、中枢性疲労があり、例えば、自動車シートに長時間着座した状態では、シートの状態や体調などにより個人差はあるものの、通常、前半は末梢性疲労が優勢で、後半は中枢性疲労が優勢となる。また、疲労に至る過程では、消費カロリーが高いまま、精神的にリラックスし、やがて消費カロリーが低下していく場合と、精神的に刺激を受けている中で消費カロリーが低下し、その後精神的にリラックスし、さらに消費カロリーが低下する場合とがある。すなわち、いずれの疲労も、消費カロリーの低下を伴う点で共通しており、この点からも疲労を捉えるにはパワー値を分析することが有効と考えられる。しかるに、従来は、専らリアプノフ指数の分析によって精神的負担の面から、睡眠に至る直前状態の疲労を検出するものであり、パワー値の分析が考慮されていないため、特に、末梢性疲労の検出には不向きであった。

また、特許文献1及び2におけるリアプノフ指数及び心拍数の値は、時系列変化を捉えているものの、15分あるいは30分ごとの値を用いている。従って、運転時のモニタリングに必要な実質的にリアルタイムの状態変化を見ることはできない。

本発明は、上記に鑑みなされたものであり、疲労度の定量化を図ることができると共に、末梢性疲労、中枢性疲労を問わずに疲労信号を検出でき、特に運転者の疲労度の測定及び疲労の検出に適した疲労度測定装置、疲労検出装置及びコンピュータプログラムを提供することを課題とする。

5

#### 発明の開示

上記した課題を解決するため、請求項 1 記載の本発明では、生体信号測定器により採取された生体信号データの原波形の各周期のピーク値を検出する生体信号ピーク値検出手段と、

- 10 前記生体信号ピーク値検出手段により得られる各ピーク値から、所定時間範囲ごとに上限側のピーク値と下限側のピーク値との差を算出し、この差をパワー値として設定するパワー値算出手段と、

前記パワー値の所定時間範囲における時間軸に対する傾きを、前記所定時間に対して所定のラップ率で所定回数スライド計算して求めるパワー値傾き算出手段

15 と、

前記パワー値傾き算出手段によりスライド計算して得られたパワー値の傾きの時系列信号を絶対値処理して、積分値を算出し、得られた積分値を疲労度として求める疲労度算出手段と

を具備することを特徴とする疲労度測定装置を提供する。

- 20 請求項 2 記載の本発明では、前記生体信号ピーク値検出手段が、生体信号データを平滑化微分し、波形の変動幅に対して所定の閾値で上限側のピーク値と下限側のピーク値を求める手段であることを特徴とする請求項 1 記載の疲労度測定装置を提供する。

- 請求項 3 記載の本発明では、前記パワー値算出手段が、生体信号データの所定  
25 時間範囲における、上限側のピーク値の平均値と下限側のピーク値の平均値との

差をパワー値として算出する手段であることを特徴とする請求項 1 記載の疲労度測定装置を提供する。

請求項 4 記載の本発明では、前記パワー値算出手段が、生体信号データの所定時間範囲における、上限側のピーク値の平均値と下限側のピーク値の平均値との  
5 差の二乗値をパワー値として算出する手段であることを特徴とする請求項 3 記載の疲労度測定装置を提供する。

請求項 5 記載の本発明では、前記パワー値傾き算出手段におけるスライド計算に用いる時間間隔が 180 秒であり、ラップ率が 90%であることを特徴とする請求項 1 記載の疲労度測定装置を提供する。

10 請求項 6 記載の本発明では、さらに、前記生体信号データをカオス解析して最大リアプノフ指数を算出する最大リアプノフ指数算出手段と、

算出された最大リアプノフ指数の時系列変化波形の各周期のピーク値を検出する最大リアプノフ指数ピーク値検出手段と、

前記パワー値の傾きに加え、前記最大リアプノフ指数ピーク値検出手段により  
15 得られる最大リアプノフ指数の各ピーク値の所定時間範囲における時間軸に対する傾きを、前記所定時間に対して所定のラップ率で所定回数スライド計算して求める最大リアプノフ指数傾き算出手段と、

前記パワー値傾き算出手段によりスライド計算して得られたパワー値の傾き及び前記最大リアプノフ指数傾き算出手段によりスライド計算して得られた最大リア  
20 アプノフ指数の傾きが、時系列信号の中で略 180 度の位相差を安定して示す時点を疲労信号の発生点として判定する比較・判定手段と

を備えることを特徴とする請求項 1 記載の疲労度測定装置を提供する。

請求項 7 記載の本発明では、前記最大リアプノフ指数ピーク値検出手段が、最大リアプノフ指数の時系列変化波形を平滑化微分し、波形の変動幅に対して所定  
25 の閾値で上限側のピーク値と下限側のピーク値を求める手段であることを特徴と

する請求項 6 記載の疲労度測定装置を提供する。

請求項 8 記載の本発明では、前記最大リアブノフ指数の傾き算出手段におけるスライド計算に用いる時間間隔が 180 秒であり、ラップ率が 90 % であることを特徴とする請求項 6 記載の疲労度測定装置を提供する。

- 5 請求項 9 記載の本発明では、生体信号測定器により採取された生体信号データの原波形の各周期のピーク値を検出する生体信号ピーク値検出手段と、

前記生体信号ピーク値検出手段により得られる各ピーク値から、所定時間範囲ごとに上限側のピーク値と下限側のピーク値との差を算出し、この差をパワー値として設定するパワー値算出手段と、

- 10 前記パワー値の所定時間範囲における時間軸に対する傾きを、前記所定時間に対して所定のラップ率で所定回数スライド計算して求めるパワー値傾き算出手段と、

前記生体信号データをカオス解析して最大リアブノフ指数を算出する最大リアブノフ指数算出手段と、

- 15 算出された最大リアブノフ指数の時系列変化波形の各周期のピーク値を検出する最大リアブノフ指数ピーク値検出手段と、

前記最大リアブノフ指数ピーク値検出手段により得られる最大リアブノフ指数の各ピーク値の所定時間範囲における時間軸に対する傾きを、前記所定時間に対して所定のラップ率で所定回数スライド計算して求める最大リアブノフ指数傾き

- 20 算出手段と、

前記パワー値傾き算出手段によりスライド計算して得られたパワー値の傾き及び前記最大リアブノフ指数傾き算出手段によりスライド計算して得られた最大リアブノフ指数の傾きが、時系列信号の中で略 180 度の位相差を安定して示す時点を疲労信号の発生点として判定する比較・判定手段と

- 25 を備えることを特徴とする疲労検出装置を提供する。

請求項 10 記載の本発明では、前記生体信号ピーク値検出手段が、生体信号データを平滑化微分し、波形の変動幅に対して所定の閾値で上限側のピーク値と下限側のピーク値を求める手段であり、前記最大リアプノフ指数ピーク値検出手段が、最大リアプノフ指数の時系列変化波形を平滑化微分し、波形の変動幅に対して所定の閾値で上限側のピーク値と下限側のピーク値を求める手段であることを特徴とする請求項 9 記載の疲労検出装置を提供する。

請求項 11 記載の本発明では、前記パワー値傾き算出手段及び前記最大リアプノフ指数傾き算出手段におけるスライド計算に用いる時間間隔が 180 秒であり、ラップ率が 90%であることを特徴とする請求項 9 記載の疲労検出装置を提供する。

請求項 12 記載の本発明では、前記比較・判定手段が、時系列で出現するパワー値の傾き及び最大リアプノフ指数の傾きとに基づき、疲労の状態を判定する疲労状態判定手段を備えていることを特徴とする請求項 9 記載の疲労検出装置を提供する。

請求項 13 記載の本発明では、前記疲労状態判定手段が、時系列で出現する前記パワー値の傾きの変化と最大リアプノフ指数の傾きとを周波数分析する手段を備え、最大リアプノフ指数の傾きのパワースペクトラムが大きい場合に、中枢性疲労優位状態と判定し、パワー値の傾きのパワースペクトラムが大きい場合に、末梢性疲労優位状態と判定することを特徴とする請求項 12 記載の疲労検出装置を提供する。

請求項 14 記載の本発明では、人の生体信号を測定する生体信号測定器により採取された生体信号データを解析して疲労度を測定するプロセスをコンピュータに実行させるためのコンピュータプログラムであって、

前記生体信号データの原波形の各周期のピーク値を検出する生体信号ピーク値検出ステップと、

前記生体信号ピーク値検出ステップにより得られる各ピーク値から、所定時間範囲ごとに上限側のピーク値と下限側のピーク値との差を算出し、この差をパワー値として設定するパワー値算出ステップと、

5 前記パワー値の所定時間範囲における時間軸に対する傾きを、前記所定時間に対して所定のラップ率で所定回数スライド計算して求めるパワー値傾き算出ステップと、

前記パワー値傾き算出ステップによりスライド計算して得られたパワー値の傾きの時系列信号を絶対値処理して、積分値を算出し、得られた積分値を疲労度として求める疲労度算出ステップと

10 を具備することを特徴とするコンピュータプログラムを提供する。

請求項 15 記載の本発明では、人の生体信号を測定する生体信号測定器により採取された生体信号データを解析して疲労を検出するプロセスをコンピュータに実行させるためのコンピュータプログラムであって、

15 生体信号測定器により採取された生体信号データの原波形の各周期のピーク値を検出する生体信号ピーク値検出手段と、

前記生体信号ピーク値検出手段により得られる各ピーク値から、所定時間範囲ごとに上限側のピーク値と下限側のピーク値との差を算出し、この差をパワー値として設定するパワー値算出ステップと、

20 前記パワー値の所定時間範囲における時間軸に対する傾きを、前記所定時間に対して所定のラップ率で所定回数スライド計算して求めるパワー値傾き算出ステップと、

前記生体信号データをカオス解析して最大リアブノフ指数を算出する最大リアブノフ指数算出ステップと、

25 算出された最大リアブノフ指数の時系列変化波形の各周期のピーク値を検出する最大リアブノフ指数ピーク値検出ステップと、



前記最大リアブノフ指数ピーク値検出ステップにより得られる最大リアブノフ指数の各ピーク値の所定時間範囲における時間軸に対する傾きを、前記所定時間に対して所定のラップ率で所定回数スライド計算して求める最大リアブノフ指数傾き算出ステップと、

- 5 前記パワー値傾き算出ステップによりスライド計算して得られたパワー値の傾き及び前記最大リアブノフ指数傾き算出ステップによりスライド計算して得られた最大リアブノフ指数の傾きが、時系列信号の中で略180度の位相差を安定して示す時点を疲労信号の発生点として判定する比較・判定ステップとを備えることを特徴とするコンピュータプログラムを提供する。
- 10 請求項16記載の本発明では、前記比較・判定ステップが、時系列で出現する前記パワー値の傾きの変化と最大リアブノフ指数の傾きとを周波数分析する疲労状態判定ステップを備え、最大リアブノフ指数の傾きのパワースペクトラムが大きい場合に、中枢性疲労優位状態と判定し、パワー値の傾きのパワースペクトラムが大きい場合に、末梢性疲労優位状態と判定することを特徴とする請求項15
- 15 記載のコンピュータプログラムを提供する。

(発明の効果)

- 本発明の疲労度測定装置及びコンピュータプログラムは、生体信号データの原波形の各周期のピーク値を検出する生体信号ピーク値検出手段と、生体信号ピーク値検出手段により得られる各ピーク値から、所定時間範囲ごとに上限側のピーク値と下限側のピーク値との差を算出し、この差をパワー値として設定するパワー値算出手段と、パワー値の傾きを求めるパワー値傾き算出手段とを備え、パワー値の傾きの時系列信号を絶対値処理して積分値を算出し、この積分値を疲労度として求める構成である。この結果、人の疲労度の定量化を図ることができた。
- 20

- また、本発明の疲労検出装置及びコンピュータプログラムは、パワー値の傾きを算出する構成に加え、最大リアブノフ指数の時間軸に対する傾きを求める最大
- 25

リアプノフ指数傾き算出手段を有する構成とすることにより、疲労信号を検出することができる。また、比較・判定手段により、出現した疲労信号に対応する疲労の種類を判定することができる。

## 5 図面の簡単な説明

図1は、本発明の一の実施の形態にかかる疲労度測定装置の構成を示すブロック図である。

図2は、スライド計算の手法を説明するための図である。

図3(a)～(e)は、30分間の睡眠実験において、最適な傾き計算を行うため、サンプリング時間を異ならせた場合のパワー値の傾き及び最大リアプノフ指数の傾きを示す図である。図3(f)はその波高係数を示す図である。

図4(a)～(d)は、30分間の睡眠実験において、最適な傾き計算を行うため、スライドラップ率を時間を異ならせた場合のパワー値の傾き及び最大リアプノフ指数の傾きを示す図である。図4(e)は波高係数を示す図である。

図5(a)は、図3(a)～(e)の周波数分析結果を示す図であり、図5(b)は、図4(a)～(d)の周波数分析結果を示す図である。

図6は、180分の睡眠実験で得られたパワー値の傾き及び最大リアプノフ指数の傾きについての周波数分析結果を示す図であり、(a)はスライドラップ率を90%として、サンプリング時間を変化させた場合、(b)はサンプリング時間を180秒として、スライドラップ率を変化させた場合を示す。

図7は、短時間着座実験により得られたパワー値の傾きと最大リアプノフ指数の傾きの30分間の時系列変化を示す図であり、(a)は、猫背姿勢で着座した際のデータを、(b)は、同じシートに強制姿勢で着座した際のデータを示す図である。

図8(a)、(b)は、図7(a)、(b)の猫背姿勢、強制姿勢の周波数分

析結果を示す図である。

図 9 は、3 時間静的着座実験により得られたパワー値の傾き及び最大リアプノフ指数の傾きを示す図であり、(a) は体圧分散型シートに着座した場合を、(b) は姿勢維持型シートに着座した場合を示す図である。

- 5 図 10 (a) は、図 9 (a) の体圧分散型シートの周波数分析結果を示す図であり、図 10 (b) は、図 9 (b) の姿勢維持型シートの周波数分析結果を示す図である。

- 図 11 (a) は、図 9 (a) の体圧分散型シート及び図 9 (b) の姿勢維持型シートの各疲労度を、パワー値の傾きの時系列信号を絶対値処理し、積分値として算出したデータを示す図であり、図 11 (b) は、体圧分散型シートを基準として姿勢維持型シートを評価した疲労曲線を示す図である。

図 12 は、ランダム励振下での 3 時間着座実験により得られたパワー値の傾き及び最大リアプノフ指数の傾きを示す図であり、(a) は体圧分散型シートに着座した場合を、(b) は姿勢維持型シートに着座した場合を示す図である。

- 15 図 13 (a) は、図 12 (a) の体圧分散型シートの周波数分析結果を示す図であり、図 13 (b) は、図 12 (b) の姿勢維持型シートの周波数分析結果を示す図である。

- 図 14 (a) は、図 12 (a) の体圧分散型シート及び図 12 (b) の姿勢維持型シートの各疲労度を、パワー値の傾きの時系列信号を絶対値処理し、積分値として算出したデータを示す図であり、図 14 (b) は、体圧分散型シートの疲労度 (計算値) 及び官能評価値を、姿勢維持型シートを基準として評価した疲労曲線である。

図 15 は、着座 (座位) 車両走行実験により得られた運転席の被験者のパワー値の傾き及び最大リアプノフ指数の傾きを示す図である。

- 25 図 16 は、図 15 の周波数分析結果を示す図である。

図 17 は、着座（座位）車両走行実験により得られた助手席の被験者のパワー値の傾き及び最大リアブノフ指数の傾きを示す図である。

図 18 は、図 17 の周波数分析結果を示す図である。

図 19 は、疲労度の計算値を示した図であり、図 19（a）は運転席被験者の疲労曲線を、図 19（b）は助手席被験者の疲労曲線を、図 19（c）は両者の疲労曲線を重ね合わせたものをそれぞれ示す。

図 20 は、車両走行実験による入眠予兆信号、疲労信号及び睡眠信号の波高係数を比較した図である。

図 21 は、腰痛促進短時間着座実験におけるパワー値の傾き、最大リアブノフ指数の傾きの周波数分析、及び疲労曲線を示した図であり、（a）は、筋肉質被験者のデータを、（b）は腰痛被験者のデータを、（c）は痩せ型被験者のデータを示す

#### 発明を実施するための最良の形態

以下、図面に示した実施形態に基づき本発明をさらに詳細に説明する。図 1 は、本発明の一の実施形態に係る疲労度測定装置 1 のブロック図である。この図に示したように、本実施形態の疲労度測定装置 1 は、生体信号測定器 10 から採取された生体信号データを受信し、所定の分析処理を実行する。

生体信号測定器 10 は、脈波、心拍などの生体信号を採取できるものであればよいが、指尖容積脈波などの末梢循環の状態を観察するものが好ましい。指尖容積脈波の測定器としては、例えば、赤外線発光ダイオードとフォトランジスタを備え、指に装着して測定するものを用いることができる。また、例えば、自動車や電車の運転席に着座した人の生体信号を検知する場合には、運転席のシートバックやシートクッションに取り付けられる圧力センサを備え、圧力値変化から脈波を検知するものを用いることができる。なお、この場合、着座時において、人

に異物感を感じさせない必要があり、圧力センサとしては、例えば、フィルム状の圧電素子を用い、これを、シートバック、シートクッションの表面などに貼着して取り付けることが好ましい。

疲労度測定装置 1 は、生体信号測定器 10 により採取された生体信号データを  
5 受信する受信手段を備え、プログラムとしての、最大リアプノフ指数算出手段  
(最大リアプノフ指数算出ステップ) 21 と、最大リアプノフ指数ピーク値検出  
手段(最大リアプノフ指数ピーク値検出ステップ) 22 と、生体信号ピーク値検  
出手段(生体信号ピーク値検出ステップ) 23 と、パワー値算出手段(パワー値  
算出ステップ) 24 と、傾き算出手段(傾き算出ステップ) 25 と、比較・判定  
10 手段(比較・判定ステップ) 26 と、疲労度算出手段(疲労度算出ステップ) 2  
7 とを備えて構成される。

最大リアプノフ指数は、カオス指標の一つであり、カオスの初期値依存性の程  
度を指数で示した数値で、カオスアトラクタが描く軌道のうち、近接した 2 本の  
軌道間の距離が、時間経過に伴って離れていく度合いを示す量である。具体的  
15 は、生体信号測定器 10 により採取した生体信号データを、最大リアプノフ指数  
算出手段(最大リアプノフ指数算出ステップ) 21 により、まず、時間遅れ法に  
よって生体信号(例えば、指尖容積脈波)の時系列信号を状態空間に再構成する。  
脈波の時系列の遅延時間は、50ms で、埋め込み次元は FNN (False Near N  
eighbors) 法を用いると、次元 3 のとき FNN はほぼ零になり、次元 4 で完全に  
20 零になったことから、最適な埋め込み次元を 4 次元とした。ここで、得られた連  
続的なデータ計算値に対し、30 秒のスライディングウィンドウを用いて、図 2  
に示すスライド計算を行い、リアプノフ指数を数値化した。リアプノフ指数の中  
の最大リアプノフ指数の値を 1 秒ごとにプロットし、最大リアプノフ指数の時系  
列データを算定した。次いで、傾き算出手段 25 において、最大リアプノフ指数  
25 の時系列データに対し、図 2 に示すスライド計算を行うが、詳細は後述する。

本実施形態の最大リアブノフ指数ピーク値検出手段（最大リアブノフ指数ピーク値検出ステップ）22は、上記により計算される最大リアブノフ指数の時系列変化波形の各周期のピーク値を検出する。具体的には、上記により計算される最大リアブノフ指数を、S a v i t z k yとG o l a yによる平滑化微分法により  
5 平滑化し、上限側のピーク値と下限側のピーク値（ボトム値）を検出する。波形の変動幅に対して所定の閾値で、好ましくは波形の変動幅の70%を閾値として平滑化を併用した一次微分波形で、微分値=0を各ピーク値とする。また、平滑化微分法による平滑化により、ノイズの影響を小さくできる。

生体信号ピーク値検出手段（生体信号ピーク値検出ステップ）23は、生体信号測定器10により得られた生体信号データの原波形の各周期のピーク値を検出するものである。具体的には、生体信号データをS a v i t z k yとG o l a yにより平滑化微分し、波形の変動幅に対して所定の閾値で、好ましくは、波形の変動幅の70%を閾値として検出を行い上限側のピーク値と下限側のピーク値（ボトム値）を求める。

15 パワー値算出手段（パワー値算出ステップ）24においては、生体信号ピーク値検出手段23により得られた生体信号データの各ピーク値を、予め設定した所定の時間範囲ごと、例えば、5秒（s）ごとに切り分け、その時間範囲の中で上限側ピーク値と下限側ピーク値の平均値を求め、それらの差をパワー値として求める。但し、変化量を強調するために、本実施形態では、上記の所定時間範囲に  
20 おける上限側ピーク値の平均値と下限側ピーク値の平均値との差を二乗してパワー値としている。

傾き算出手段（傾き算出ステップ）25は、最大リアブノフ指数の傾き算出手段（最大リアブノフ指数の傾き算出ステップ）と、パワー値の傾き算出手段（パワー値の傾き算出ステップ）とを備えている。最大リアブノフ指数の傾き算出手段は、最大リアブノフ指数ピーク値検出手段22により得られた最大リアブノフ  
25

指数の各ピーク値の所定時間範囲における時間軸に対する傾きを、パワー値の傾き算出手段は、パワー値算出手段24により得られたパワー値の所定時間範囲における時間軸に対する傾きを、それぞれ前記所定時間に対して所定のラップ率で所定回数スライド計算して求める（図2参照）。スライド計算は、次のようにして行う。

- 例えば、 $T$ 秒（ $s$ ）間における傾きを、スライドラップ率90%で求める場合には、まず、 $0$ （ $s$ ）～ $T$ （ $s$ ）間における最大リアプノフ指数のピーク値、及びパワー値の時間軸に対する傾きを、最小二乗近似により求める。次いで、
- スライド計算（1）： $T/10$ （ $s$ ）～ $T+T/10$ （ $s$ ）間、
- 10 スライド計算（2）： $2 \times T/10$ （ $s$ ）～ $T+2 \times T/10$ （ $s$ ）間、
- スライド計算（ $n$ ）： $n \times T/10$ （ $s$ ）～ $T+n \times T/10$ （ $s$ ）間
- における各傾きを最小二乗近似により求めていく。

ここで、最大リアプノフ指数とパワー値の時間領域における特徴を大域的に把握するためには、スライド計算を行う際のサンプリング時間間隔（ $T$ 秒間）は1

15 80秒間が最適であり、スライドラップ率は90%が最適である。これは、数名の被験者について、同じ環境下で30分間の睡眠実験を行い、指尖容積脈波を採取して分析した結果から得られたものである。図3～図5は、その一例を示すものである。

図3（a）～（e）は、それぞれ、傾き計算のためのサンプリング時間間隔を、

20 60秒、120秒、180秒、240秒、300秒とし、スライドラップ率を90%に統一して示した最大リアプノフ指数の傾き及びパワー値の傾きであり、図5（a）はその周波数分析結果を示す。なお、図中、 $a$ は入眠予兆信号の振幅を示し、 $b$ は入眠予兆が現れてから睡眠に遷移する遷移状態の信号の振幅を示し、 $c$ は睡眠に入ったときの睡眠信号の振幅を示す。

25 そして、それぞれにおいて、各兆候信号（ここでは、入眠予兆信号 $a$ 、遷移状

態信号 b、睡眠信号 c) の時系列信号から、傾きの離散的信号の波高係数： $C_f = X_p / X_s$  (但し、 $X_p$  は、兆候信号の最大振幅を示し、 $X_s$  は兆候信号が生じる前又は後の定常状態の信号の振幅を示す) を求め、その値から傾きの特徴が最も感度良く現れる条件を求めた。その結果が図 3 (f) であり、この図から、  
5 傾き計算するための時間間隔として 180 秒が最も感度が良いことがわかる。中央値を 180 秒に設定した理由は、疲労による筋肉活動の指令の発射頻度は筋肉内の末梢性反射機構が多くなることによる。つまり、疲労による上位中枢の興奮性の減衰と末梢性の抑制性反射機構の関与により筋肉活動の指令が減少するが、血流を正常に戻すと 180 秒間で中枢性の興奮水準は回復することと関連している  
10 と予測される。

一方、スライドラップ率は、サンプリング時間間隔 180 秒間の場合において、70% から 95% までを計算した。70% 未満については時系列信号が疎になるため省略した。その結果が図 4 (a) ~ (d) であり、図 5 (b) はその周波数分析結果を示す。この図から、スライドラップ率が 90% と 95% のときがノイズが小さかったが、その波高係数を示した図 4 (e) のグラフを参照すると、ス  
15 ライドラップ率 90% の場合が最も感度が高かった。このことから、兆候信号 a, b, c を明確に拾える時間間隔 180 秒とスライドラップ率 90% が、適切な情報抽出のために最も好ましい条件である。

なお、上記した結果は、実験時間 30 分の場合であるが、実験時間を 180 分  
20 とした場合にも、図 6 (a), (b) に示したように、兆候信号 a, b, c は、時間間隔 180 秒とスライドラップ率 90% とした場合に顕著に特徴を抽出できた。

以上の結果から、傾き算出手段 25 においては、180 秒間に対する最大リア  
プノフ指数の変化率と 180 秒間に対するパワー値の変化率を最小二乗法により  
25 求め、次いで、18 秒後を起点として 180 秒間に対する傾きを最小二乗法によ



り求めていくことが最適である。

ここで、循環系の生体信号の周波数帯は10 Hz以下の周波数帯に集中する。呼吸で0.25～0.33 Hz、心拍数で0.83～1.17 Hz、脈波で0.5～10 Hzである。従来の脈波分析は、脈波の波形の型による分析で血管の硬さ、血液粘度などの情報を得て、10 Hz以上の周波数帯のノイズに関してはローパスフィルタを設けることで対応してきている。しかし、10 Hz以下の周波数帯のノイズの混入による影響を抑えることは難しく、脈波分析の採取現場は限られてきた。一方、自動車や体動が生じる環境の中で採取される指尖容積脈波は、一般的には不規則な振動源によって加振される振動であり、不規則振動源下でのノイズの影響を小さくしないと、運転者の疲労度を検出するに当たって実用的ではない。ところが、上記のような処理を行い、パワー値の傾き及び最大リアプノフ指数の傾きの大域的な傾向変化を把握する構成とすることで、ノイズの影響を小さく抑えている。

すなわち、指尖容積脈波等の生体信号の原波形の最大リアプノフ指数及びパワー値の微係数（傾き）を、複数回のスライド計算を行って求めるという手法により、ノイズの混入を防ぎ、低周波ゆらぎを精度良く捉えることができる。

比較・判定手段（比較・判定ステップ）26は、傾き算出手段25により得られたパワー値の傾きと最大リアプノフ指数のピーク値の傾きとを比較し、疲労信号の出現を判定する。疲労信号か否かは、後述する試験結果から、パワー値の傾き及び最大リアプノフ指数の傾きとを、同じグラフの時間軸上にプロットしていった場合に、その時系列信号の中で、両者が略180度の位相差（逆位相）を安定して示す特徴的な信号群が出現している時点をもって判定する。後述の試験において、このような特徴的な信号群が出現した時点が、被験者の自己申告コメント、観察者のコメント、及びビデオ撮影記録とを総合的に比較した場合に、疲労や眠気を生じていると判断できるタイミングと一致していた。

なお、略180度の位相差を安定して示す範囲には、疲労兆候を示す疲労信号と、入眠兆候を示す入眠予兆信号とが混在しているが、後述の試験結果から、パワー値の傾きにおいて、入眠時（入眠直後以降の睡眠時）の睡眠信号を基準とした場合に、その直前において出現した略180度位相差を伴う上記特徴的な信号が、睡眠信号の2倍以上の大きな振幅でその後の変化が顕著に小さくなっているのに対し、他のタイミングで出現した略180度位相差を伴う特徴的な信号では、その前後信号に対するパワー値の傾きの振幅差が比較的小さかった。換言すれば、入眠予兆信号は、睡眠に抵抗しながら現れてくるため、その前後に存在する時系列信号とは大きく異なるが、末梢性疲労、中枢性疲労によって生じる疲労信号は、うなりに似た大きな周期性の中に存在する。そこで、前者を入眠予兆信号として判定し、後者を疲労信号として判定して区別した。なお、入眠予兆信号は、疲労の終着点である入眠潜時状態を示す信号でもあり、疲労を示す信号の一種でもある。従って、本実施形態によれば、広い意味での疲労に関する信号が、疲労信号であるか、入眠予兆信号であるかという種類を判定することができる。

比較・判定手段（比較・判定ステップ）26は、疲労状態判定手段（ステップ）を備えている。これは、時系列で出現する上記パワー値の傾きの変化と最大リアプノフ指数の傾きとを周波数分析するものであるが、後述の試験結果から、最大リアプノフ指数の傾きのパワースペクトラムが大きい場合に、中枢性疲労優位状態と判定し、パワー値の傾きのパワースペクトラムが大きい場合に、末梢性疲労優位状態と判定する。これにより、抽出した疲労信号を生じた原因が、末梢性疲労によるものか、中枢性疲労によるものであるか判定することができる。

疲労度算出手段（疲労度算出ステップ）27は、上記傾き算出手段25におけるパワー値の傾き算出手段により得られたパワー値の傾きの時系列信号を絶対値処理して、積分値を算出することにより、エネルギー代謝量を推定し、該積分値を疲労度（疲労の進行度合い）として算出する構成である。エネルギー代謝量と

疲労度とは連動するからである。これにより、疲労度を客観的に把握でき、上記した比較・判定手段26により疲労信号や入眠予兆信号を検出した時点とを総合評価し、例えば、運転者に何らかの注意を喚起すべきか否かを判定することができる。また、疲労度を定量化できるため、その数値により、運転者は、自ら休憩  
5 が必要か否かを自覚することができる。

なお、上記した実施形態においては、最大リアブノフ指数算出手段（最大リアブノフ指数算出ステップ）、最大リアブノフ指数ピーク値検出手段（最大リアブノフ指数ピーク値検出ステップ）と、生体信号ピーク値検出手段（生体信号ピーク値検出ステップ）と、パワー値算出手段（パワー値算出ステップ）と、傾き算  
10 出手段（傾き算出ステップ）のほかに、比較・判定手段（比較・判定ステップ）及び疲労度算出手段（疲労度算出ステップ）を備えている。従って、上記した実施形態は、本発明の疲労度測定装置と疲労検出装置の両方の機能を備える。疲労度を測定するに当たっては、定量的な疲労度の値のほかに、疲労信号が生じたタイミングを検出する構成とすることが好ましく、それにより、運転者に対する警  
15 報装置の発生タイミング等を効果的に制御できる。しかしながら、疲労度算出手段を備えていない構成においても、比較・判定手段を備えることにより、疲労検出装置を形成することも可能である。

また、上記した最大リアブノフ指数算出手段（最大リアブノフ指数算出ステップ）、最大リアブノフ指数ピーク値検出手段（最大リアブノフ指数ピーク値検出  
20 ステップ）と、生体信号ピーク値検出手段（生体信号ピーク値検出ステップ）と、パワー値算出手段（パワー値算出ステップ）と、傾き算出手段（傾き算出ステップ）と、比較・判定手段（比較・判定ステップ）、疲労度算出手段（疲労度算出ステップ）等を含んで構成される本発明のコンピュータプログラムは、記録媒体へ記憶させて提供することができる。「記録媒体」とは、それ自身では空間を占  
25 有し得ないプログラムを担持することができる媒体であり、例えば、フレキシブ

ルディスク、ハードディスク、CD-ROM、MO（光磁気ディスク）、DVD-ROMなどである。また、本発明に係るプログラムをインストールしたコンピュータから、通信回線を通じて他のコンピュータへ伝送することも可能である。

また、汎用的な端末装置に対して、上記のプログラムをプリインストール、あるいはダウンロードすることで、本発明の疲労度測定装置又は疲労検出装置を形成することは、もちろん可能である。

#### （試験例）

##### （短時間着座による疲労実験及びその結果）

男性被験者13名により、5～30分間の短時間着座実験を行った。図7は、そのうちの一人のパワー値の傾きと最大リアプノフ指数の傾きの30分間の時系列変化を示す。図7（a）は、当該被験者が猫背姿勢で着座した際のデータを、図7（b）は、同じシートに当該被験者が強制姿勢で着座した際のデータを示す。なお、猫背姿勢とは、筋力を使用せず、靱帯で姿勢を支持することをいい、強制姿勢とは、胸を張って筋力を使用して姿勢を支持することをいう。一般に猫背姿勢は、筋疲労が少ない状態であるため、中枢性疲労が優位であり、強制姿勢は、末梢性疲労が優位である。

図7の時系列信号を考察すると、図7（a）の中枢性疲労優位の猫背姿勢では、パワー値の傾きの変化率が徐々に減少し、最大リアプノフ指数の傾きもゆらぎながら減少傾向にあり、疲労信号の発生も実験の最初に生じ、後半は実験にも慣れ、精神的・肉体的にリラックスしていると読みとれる。一方、図7（b）の末梢性疲労優位の強制姿勢の場合には、パワー値、最大リアプノフ指数の各傾きは、共に増大傾向にあり、疲労度が非線形で上昇していると考えられ、緊張と姿勢維持のために肉体的・精神的疲労が生じている。従って、比較・判定手段（ステップ）26においては、パワー値及び最大リアプノフ指数の各傾きが前者のような傾向を示した場合に、中枢性疲労が優位であると判定するように設定し、後者の

ような傾向を示した場合に、末梢性疲労が優位であると判定するように設定することが好ましい。

図 8 (a), (b) は、図 7 (a), (b) の猫背姿勢、強制姿勢の周波数分析結果を示す。この図から、中枢性疲労優位状態では、最大リアプノフ指数の傾きのパワースペクトラムが大きく、末梢性疲労は、パワー値の傾きのパワースペクトラムが大きくなる傾向にあることがわかる。従って、比較・判定手段（ステップ）26 においては、かかる周波数分析により、いずれの傾きのパワースペクトラムが大きいかを比較することで、中枢性疲労優位か、末梢性疲労優位かを判定する構成とすることがより好ましい。

#### 10 (長時間着座による疲労実験)

3 時間静的着座実験と、米国のミシガン州でワゴン車を用いて採取した 1.3 Hz において振幅の P-P 値で 2.0 G の衝撃性振動が発生する突起乗り越えを含むランダム励振下での 3 時間着座実験を行った。被験者は、いずれも入眠潜時 10～15 分の 20～30 歳代の男性 3 名であり、時間帯は午後 1 時～4 時の間であった。

実験には、腰椎と座骨結節の支持性が高く、最終安定姿勢を維持し易い硬めのクッション性を有する姿勢維持性を重視したバケット型の自動車用シート（姿勢維持型シート）、上記の姿勢維持型を基本としつつも、やわらかめのクッション性を有し、接触面積を広げ体圧のピーク値を低減させた体圧分散型の自動車用シート（体圧分散型シート）を使用した。

#### (3 時間静的着座実験の結果)

図 9 に、被験者のうちの一人のパワー値の傾きと最大リアプノフ指数の傾きの 3 時間時系列変化を示す。図 9 (a) は、体圧分散型シートに着座した場合であり、(b) は、姿勢維持型シートに着座した場合である。

25 図 9 (a) における T-F 1、T-F 2、T-F 3、T-F s、図 9 (b) に

における  $S-F1$ 、 $S-F2$ 、 $S-F3$ 、 $S-F4$ 、 $S-Fs$  が上記した特徴的な信号が現れた信号群を示す。このうち、 $T-Fs$  と  $S-Fs$  は、他の信号と比較し、その絶対値が小さく、その後のパワー値の傾きの変化が小さくなっていることから、入眠予兆信号であると特定できる。そして、入眠予兆信号後の 140 分で瞬眠が生じていたと判定できる。これは、入眠予兆信号が疲労曲線でいえば危険領域にあり、信号の振幅が小さくなっているため波高係数は急激に大きくなるが、その絶対値は小さくなるものと推察される。一方、 $T-F1$ 、 $T-F2$ 、 $T-F3$ 、 $S-F1$ 、 $S-F2$ 、 $S-F3$ 、 $S-F4$  は、振幅は増大傾向にあり、絶対値が大きい。従って、これらの信号は、入眠予兆信号と異なる特性を有しているため、疲労信号として判定する。また、体圧分散型シートに見られるように、疲労信号の振幅が減少し、リズムが安定化していき、定常状態に近づく場合は、上記した図 7 の結果を参照すると、中枢性疲労が優位になったものと判定できる。

図 10 (a) は、図 9 (a) の体圧分散型シートのパワー値の傾きの周波数分析と最大リアブノフ指数の傾きの周波数分析を示す図であり、図 10 (b) は、図 9 (b) の姿勢維持型シートのパワー値の傾きの周波数分析と最大リアブノフ指数の傾きの周波数分析を示す図である。

そして、図 11 (a) は、図 9 (a) の体圧分散型シート及び図 9 (b) の姿勢維持型シートの各疲労度を、パワー値の傾きの時系列信号を絶対値処理し、積分値として算出したものである。また、疲労度 (計算値) に合わせて、官能評価値をそれぞれグラフ化して示している。なお、官能評価値は、ボルグの指標に基づいて示したものである (「シート感性品質評価」 (自動車技術会 学術講演会前刷集、No 91-99、21-24、2002) 参照)。また、図 11 (b) は、体圧分散型シートを基準として姿勢維持型シートを定性評価したものである。

図 11 (a) , (b) から、本発明の疲労度測定装置により求めた疲労度 (計算値) により示される疲労曲線と官能評価値に基づく疲労曲線とは、定性的傾向

がよく似ていることが認められ、本発明の疲労度測定装置により、定量的かつ客観的に疲労度を示すことができた。

また、図 10 (a), (b) の周波数分析及び図 11 (a), (b) の疲労曲線を考察すると、体圧分散型シートは、姿勢支持性も高く、かつ姿勢変化に対応しやすいシートで、リラックスした状態で着座し続けることができることがわかる。また、最大リアプノフ指数の傾きの周波数分析で疲労信号が増大傾向にあり、中枢性疲労による瞬眠が実験開始後約 140 分で訪れているが (図 9 (a) 参照)、パワー値の傾きの周波数分析と疲労曲線の各段階がほぼ線形で推移していることから、疲労感の少ないシートであることがわかる。

一方、姿勢維持型シートは、被験者の筋肉が姿勢を維持し、30 分までは非常に良好な着座感を示しているが、筋肉疲労が生じる 30 分過ぎから急激に疲労感が生じ、断続的に疲労信号が生じている。つまり、被験者は実験開始後 140 分に、このシートでも瞬眠が訪れるが、疲労信号の振幅が増大傾向にあることから、肉体的疲労が原因の瞬眠で、瞬眠と体動の後に疲労度の軽減があることが、120 ~ 150 分間の疲労曲線の形から推定できる (図 9 (b)、図 11 参照)。また、図 10 のパワー値の傾きの周波数分析から、体圧分散型シートに比べてエネルギーを消費していることがわかる。最大リアプノフ指数の傾きの周波数分析からは、疲労信号のゆらぎの大きさは増大傾向にあるため、緊張していき精神的刺激の高い状態であると考えられる。

本発明は、このように、疲労度を算出して得られる疲労曲線、及びパワー値の傾き及び最大リアプノフ指数の傾きの周波数分析から、シートの客観的な評価に使用することもできる。

(ランダム励振下での 3 時間着座実験の結果)

図 12 は、被験者のうちの一人のパワー値の傾きと最大リアプノフ指数の傾きの 3 時間時系列変化を示す図である。図 12 (a) は、体圧分散型シートに着座

した場合であり、(b)は、姿勢維持型シートに着座した場合である。

図13(a)は、図12(a)の体圧分散型シートのパワー値の傾きの周波数分析と最大リアプノフ指数の傾きの周波数分析を示す図であり、図13(b)は、図12(b)の姿勢維持型シートのパワー値の傾きの周波数分析と最大リアプノフ指数の傾きの周波数分析を示す図である。

図14(a)は、図12(a)の体圧分散型シート及び図12(b)の姿勢維持型シートの各疲労度を、パワー値の傾きの時系列信号を絶対値処理し、積分値として算出したものである。また、疲労度(計算値)に合わせて、官能評価値をそれぞれグラフ化して示している。図14(b)は、体圧分散型シートの疲労度(計算値)及び官能評価値を、姿勢維持型シートを基準として評価した疲労曲線である。

図14(a)の疲労曲線において、体圧分散型シートは150分まで、姿勢維持型シートは120分まで、計算値で示される疲労度と官能評価値がほぼ一致する。120分の以降の官能評価値との差は、上下振動から誘発されるシートバックからの腰部へのたたきから生じる腰痛の影響によるもので、150分以降の官能評価値との差はしびれによるものと考えられる。この点、図14(b)を見ても、計算値と官能評価値の定性的傾向が150分までは良く一致するが、150分以降は乖離の傾向を示している。また、図12を見ると、パワー値の傾きと最大リアプノフ指数の傾きの変化は、姿勢維持型シートの場合には極端に押さえ込まれている。これは、姿勢維持型シート上の被験者が、痛みに耐えながら着座していたためと予測される。なお、時系列信号の中で、最大リアプノフ指数の傾きが振り切れている信号は、体動が生じていることを示す。

また、図13(a)、(b)の周波数分析から、体圧分散型シートは、実験時間内では、疲労度が線形に変化し、適当なゆらぎの中で着座できており、大きな疲労促進は見あたらない。一方、姿勢維持型シートは、実験の早い段階から筋力



を使用している。そして、体動により、別の筋肉を使用し、持ち直しを図ろうとするが、姿勢維持のための筋力は収束方向にあり、急速に疲労感が増大していることが読みとれる。

(着座(座位)車両走行実験)

- 5     セダン型車両を使用し、運転席と助手席において実施した。運転席の被験者は入眠潜時10～15分の40歳代の男性であり、助手席の被験者は入眠潜時10～15分の30歳代の女性である。そして、名神自動車道の桂川PAー山陽自動車道の吉備SA間、吉備SAー小谷SA間において、午後1時半～午後5時までの3.5時間分の指尖容積脈波を採取した。なお、運転席の被験者、助手席の被
- 10    験者共に、実験走行開始前に2時間の運転を実施している。

(着座(座位)車両走行実験の結果)

- 図15は、運転席の被験者のパワー値の傾きと最大リアプノフ指数の傾きの時系列信号を示したものであり、図16は、図15のパワー値の傾きと最大リアプノフ指数の傾きの周波数分析を示したものである。この結果から、運転席の被験
- 15    者は、桂川PAから吉備SAを走行した100分間は覚醒と疲労が周期的に生じているが、中程度の覚醒状態を継続していることがわかる。さらに、75分から90分の間で肉体的疲労が生じているが、緊張により適応力を上げている。この点は、図16の周波数分析結果の最大リアプノフ指数の傾きのパワースペクトラムが大きくなっていることから推定できる。

- 20    そして、吉備SAから小谷SA間の走行で、運転再開後40分で二回目の疲労が生じている。この疲労は、周波数分析結果に示されるように、パワー値の傾きのパワースペクトラムの増大はなく、図19(a)の矢印aで示す疲労曲線でもわかるように、桂川PAから小谷SAを走行していたときよりも疲労度が下回っている。すなわち、これらの結果から中枢性疲労が優位と推定され、この中枢性
- 25    疲労には緊張により適応している。なお、この中枢性の疲労も10分後には回復

している。

上記の点は、視察、自己申告とも一致した。

また、図 1 6 の周波数分析から、桂川 P A－吉備 S A間は、パワー値の傾きが増大傾向にあり、比較的リラックスしながらも、体力を使った運転であることが  
5 わかる。一方、吉備 S A－小谷 S A間は、途中で疲労が生じているが、緊張感を上げて疲労感に対応していることがわかる。つまり、この運転席の被験者は、体力を使った運転で、疲労が生じると精神力でリズムを作り、疲労に対処していると推定される。

図 1 7 は、助手席で着座した被験者のパワー値の傾きと最大リアブノフ指数の  
10 傾きの時系列信号を示したものである。この被験者は、生体信号を採取する前の 2 時間の走行により疲労状態にあった。これは、図 1 9 (b) の疲労曲線の矢印 b で示されるように、桂川 P Aを出発して 5 分後に疲労曲線が急激な立ち上がり  
を示すことから推定される。そして、90～100 分の間に、入眠予兆信号と瞬  
眠が生じている。これは、図 1 8 の周波数分析結果から、パワー値と最大リアブ  
15 ノフ指数の各傾きのパワースペクトラムが共に高い水準を示していることから、蓄積された肉体疲労に中枢性疲労が加味されて生じたものと推測される。入眠予兆信号が生じて約 5 分後に瞬眠が生じ一時的に回復し、吉備 S Aで休憩に入った。  
再び走行した後、40 分後に入眠予兆信号の第 2 波が訪れている。そして、その  
5 分後に瞬眠が生じ、その後、覚醒状態に移行している。時系列信号のパワー値  
20 の傾きの振幅の増減と逆位相状態を保持する時間の割合から、この被験者は総じて疲労状態にあることがわかる。なお、吉備 S A－小谷 S A間は瞬眠のあと適応力が上昇し、帰着による期待感から精神力が高揚し、疲労感が持ち直している。  
この点は、図 1 8 の周波数分析からもわかる。また、視察、被験者のコメントとも一致していた。

25 一方、図 1 9 は、疲労度の計算値を示す。図 1 9 (a) は運転席被験者の疲労

曲線であり、図 19 (b) は助手席被験者の疲労曲線であり、図 19 (c) は両者の疲労曲線を重ね合わせて示したものである。この疲労曲線から、男性と女性の体力差及び運転しているか否か、あるいは帰着の期待感などの精神的条件差による疲労度の遷移傾向がよく捉えられていることがわかる。図 20 は、車両走行  
5 実験による入眠予兆信号、疲労信号及び睡眠信号の波高係数を比較したものである。波高係数は、外的刺激を受ける環境であるため、比較的高い水準にある。

また、図 19 の計算による疲労度の推移は、被験者の感覚及びコメントと良く一致しており、本発明による疲労度の計算が、実車走行においても有効であることがわかった。

#### 10 (腰痛促進短時間着座実験)

シートフレームの撓みを小さくし、座部に厚さ 30 mm のチップウレタンを敷き、背部の腰椎支持部に脱着可能で厚さ調節可能なウレタンをおいたシートを用い、体格差の異なる 3 名の男性により実施した。被験者の特徴は、筋肉質、腰痛持ち、痩せ型である。実験においては、背もたれ無しの自由姿勢、立位の脊柱カーブに準じた姿勢（通常運転姿勢）、腰部の張り出しを強調した姿勢の 3 種類で  
15 姿勢を変化させて行った。

#### (腰痛促進短時間着座実験の結果)

図 21 は、本実験におけるパワー値の傾き、最大リアプノフ指数の傾きの周波数分析、及び疲労曲線を示したものである。図 21 (a) は、筋肉質被験者のデータを、(b) は腰痛被験者のデータを、(c) は痩せ型被験者のデータを示す。  
20 この図から、腰痛持ちの被験者は、他の 2 人と異なり、早い時期に疲労度が上昇し、背もたれのない場合には痛みを耐えているのがわかる。また、筋肉質と痩せ型の被験者は、シートの姿勢支持の方法の差に拘わらず、比較的安定した状態を示す。特に、筋肉質の被験者は、その背筋、腹筋で姿勢を維持できているのが分かる。  
25 なお、疲労度は体力により、疲労の進行度に差が生じていた。これらの点

は、被験者のコメントとよく一致していた。

従って、この実験においても、本発明による疲労の検出及び疲労度の測定が、客観的かつ定量的に示すことができることがわかる。

## 5 産業上の利用可能性

本発明では、上記のように、疲労度を定量化し、中枢性疲労のみではなく肉体的疲労も合わせて、客観的に算出することが可能である。また、疲労度を算出する過程で示されるパワー値の傾き及び最大リアプノフ指数の傾きの時系列信号の状態、さらには周波数分析の状態から、疲労信号、入眠予兆信号が生じたタイミングやそれらの種別も判定することができる。従って、これらを用いて、所定の疲労度に至った場合、あるいは、疲労信号や入眠予兆信号を検知した場合に、任意の警告装置を機能させるようにすることもできる。また、疲労度が客観的に表示され、疲労信号や入眠予兆信号も検知できるため、人が着座するシート、あるいは寝具などの性能評価に用いることもできる。同時に、その際の人々の心身状態を把握する診断装置として用いることもできる。さらに、生体信号データに代え、例えば、機械装置の微振動を検出する測定器を用いることにより、機械装置の故障診断などを行うことに、本発明を応用することも考えられる。

## 請 求 の 範 囲

1. 生体信号測定器により採取された生体信号データの原波形の各周期のピーク値を検出する生体信号ピーク値検出手段と、

- 5 前記生体信号ピーク値検出手段により得られる各ピーク値から、所定時間範囲ごとに上限側のピーク値と下限側のピーク値との差を算出し、この差をパワー値として設定するパワー値算出手段と、

前記パワー値の所定時間範囲における時間軸に対する傾きを、前記所定時間に対して所定のラップ率で所定回数スライド計算して求めるパワー値傾き算出手段と、

10 前記パワー値傾き算出手段によりスライド計算して得られたパワー値の傾きの時系列信号を絶対値処理して、積分値を算出し、得られた積分値を疲労度として求める疲労度算出手段と

を具備することを特徴とする疲労度測定装置。

- 15 2. 前記生体信号ピーク値検出手段が、生体信号データを平滑化微分し、波形の変動幅に対して所定の閾値で上限側のピーク値と下限側のピーク値を求める手段であることを特徴とする請求項1記載の疲労度測定装置。

3. 前記パワー値算出手段が、生体信号データの所定時間範囲における、上限側のピーク値の平均値と下限側のピーク値の平均値との差をパワー値として算出する手段であることを特徴とする請求項1記載の疲労度測定装置。

4. 前記パワー値算出手段が、生体信号データの所定時間範囲における、上限側のピーク値の平均値と下限側のピーク値の平均値との差の二乗値をパワー値として算出する手段であることを特徴とする請求項3記載の疲労度測定装置。

5. 前記パワー値傾き算出手段におけるスライド計算に用いる時間間隔が180秒であり、ラップ率が90%であることを特徴とする請求項1記載の疲労度測

定装置。

6. さらに、前記生体信号データをカオス解析して最大リアプノフ指数を算出する最大リアプノフ指数算出手段と、

算出された最大リアプノフ指数の時系列変化波形の各周期のピーク値を検出す

5 る最大リアプノフ指数ピーク値検出手段と、

前記パワー値の傾きに加え、前記最大リアプノフ指数ピーク値検出手段により得られる最大リアプノフ指数の各ピーク値の所定時間範囲における時間軸に対する傾きを、前記所定時間に対して所定のラップ率で所定回数スライド計算して求める最大リアプノフ指数傾き算出手段と、

10 前記パワー値傾き算出手段によりスライド計算して得られたパワー値の傾き及び前記最大リアプノフ指数傾き算出手段によりスライド計算して得られた最大リアプノフ指数の傾きが、時系列信号の中で略180度の位相差を安定して示す時点を疲労信号の発生点として判定する比較・判定手段と  
を備えることを特徴とする請求項1記載の疲労度測定装置。

15 7. 前記最大リアプノフ指数ピーク値検出手段が、最大リアプノフ指数の時系列変化波形を平滑化微分し、波形の変動幅に対して所定の閾値で上限側のピーク値と下限側のピーク値を求める手段であることを特徴とする請求項6記載の疲労度測定装置。

8. 前記最大リアプノフ指数の傾き算出手段におけるスライド計算に用いる時間間隔が180秒であり、ラップ率が90%であることを特徴とする請求項6記載の疲労度測定装置。

9. 生体信号測定器により採取された生体信号データの原波形の各周期のピーク値を検出する生体信号ピーク値検出手段と、

前記生体信号ピーク値検出手段により得られる各ピーク値から、所定時間範囲  
25 ごとに上限側のピーク値と下限側のピーク値との差を算出し、この差をパワー値

として設定するパワー値算出手段と、

前記パワー値の所定時間範囲における時間軸に対する傾きを、前記所定時間に対して所定のラップ率で所定回数スライド計算して求めるパワー値傾き算出手段と、

- 5 前記生体信号データをカオス解析して最大リアプノフ指数を算出する最大リアプノフ指数算出手段と、

算出された最大リアプノフ指数の時系列変化波形の各周期のピーク値を検出する最大リアプノフ指数ピーク値検出手段と、

- 10 前記最大リアプノフ指数ピーク値検出手段により得られる最大リアプノフ指数の各ピーク値の所定時間範囲における時間軸に対する傾きを、前記所定時間に対して所定のラップ率で所定回数スライド計算して求める最大リアプノフ指数傾き算出手段と、

- 前記パワー値傾き算出手段によりスライド計算して得られたパワー値の傾き及び前記最大リアプノフ指数傾き算出手段によりスライド計算して得られた最大リアプノフ指数の傾きが、時系列信号の中で略180度の位相差を安定して示す時点を疲労信号の発生点として判定する比較・判定手段と  
15 を備えることを特徴とする疲労検出装置。

10. 前記生体信号ピーク値検出手段が、生体信号データを平滑化微分し、波形の変動幅に対して所定の閾値で上限側のピーク値と下限側のピーク値を求める  
20 手段であり、前記最大リアプノフ指数ピーク値検出手段が、最大リアプノフ指数の時系列変化波形を平滑化微分し、波形の変動幅に対して所定の閾値で上限側のピーク値と下限側のピーク値を求める手段であることを特徴とする請求項9記載の疲労検出装置。

11. 前記パワー値傾き算出手段及び前記最大リアプノフ指数傾き算出手段に  
25 おけるスライド計算に用いる時間間隔が180秒であり、ラップ率が90%であ

ることを特徴とする請求項 9 記載の疲労検出装置。

1 2. 前記比較・判定手段が、時系列で出現するパワー値の傾き及び最大リアプノフ指数の傾きとに基づき、疲労の状態を判定する疲労状態判定手段を備えていることを特徴とする請求項 9 記載の疲労検出装置。

- 5 1 3. 前記疲労状態判定手段が、時系列で出現する前記パワー値の傾きの変化と最大リアプノフ指数の傾きとを周波数分析する手段を備え、最大リアプノフ指数の傾きのパワースペクトラムが大きい場合に、中枢性疲労優位状態と判定し、パワー値の傾きのパワースペクトラムが大きい場合に、末梢性疲労優位状態と判定することを特徴とする請求項 1 2 記載の疲労検出装置。

- 10 1 4. 人の生体信号を測定する生体信号測定器により採取された生体信号データを解析して疲労度を測定するプロセスをコンピュータに実行させるためのコンピュータプログラムであって、

前記生体信号データの原波形の各周期のピーク値を検出する生体信号ピーク値検出ステップと、

- 15 前記生体信号ピーク値検出ステップにより得られる各ピーク値から、所定時間範囲ごとに上限側のピーク値と下限側のピーク値との差を算出し、この差をパワー値として設定するパワー値算出ステップと、

前記パワー値の所定時間範囲における時間軸に対する傾きを、前記所定時間に対して所定のラップ率で所定回数スライド計算して求めるパワー値傾き算出ステップと、

前記パワー値傾き算出ステップによりスライド計算して得られたパワー値の傾きの時系列信号を絶対値処理して、積分値を算出し、得られた積分値を疲労度として求める疲労度算出ステップと

を具備することを特徴とするコンピュータプログラム。

- 25 1 5. 人の生体信号を測定する生体信号測定器により採取された生体信号デー



タを解析して疲労を検出するプロセスをコンピュータに実行させるためのコンピュータプログラムであって、

生体信号測定器により採取された生体信号データの原波形の各周期のピーク値を検出する生体信号ピーク値検出手段と、

- 5 前記生体信号ピーク値検出手段により得られる各ピーク値から、所定時間範囲ごとに上限側のピーク値と下限側のピーク値との差を算出し、この差をパワー値として設定するパワー値算出ステップと、

前記パワー値の所定時間範囲における時間軸に対する傾きを、前記所定時間に対して所定のラップ率で所定回数スライド計算して求めるパワー値傾き算出ステ

- 10 ップと、

前記生体信号データをカオス解析して最大リアプノフ指数を算出する最大リアプノフ指数算出ステップと、

算出された最大リアプノフ指数の時系列変化波形の各周期のピーク値を検出する最大リアプノフ指数ピーク値検出ステップと、

- 15 前記最大リアプノフ指数ピーク値検出ステップにより得られる最大リアプノフ指数の各ピーク値の所定時間範囲における時間軸に対する傾きを、前記所定時間に対して所定のラップ率で所定回数スライド計算して求める最大リアプノフ指数傾き算出ステップと、

- 前記パワー値傾き算出ステップによりスライド計算して得られたパワー値の傾  
20 き及び前記最大リアプノフ指数傾き算出ステップによりスライド計算して得られた最大リアプノフ指数の傾きが、時系列信号の中で略180度の位相差を安定して示す時点を疲労信号の発生点として判定する比較・判定ステップと  
を備えることを特徴とするコンピュータプログラム。

16. 前記比較・判定ステップが、時系列で出現する前記パワー値の傾きの変  
25 化と最大リアプノフ指数の傾きとを周波数分析する疲労状態判定ステップを備え、

最大リアプノフ指数の傾きのパワースペクトラムが大きい場合に、中枢性疲労優位状態と判定し、パワー値の傾きのパワースペクトラムが大きい場合に、末梢性疲労優位状態と判定することを特徴とする請求項15記載のコンピュータプログラム。

5

10

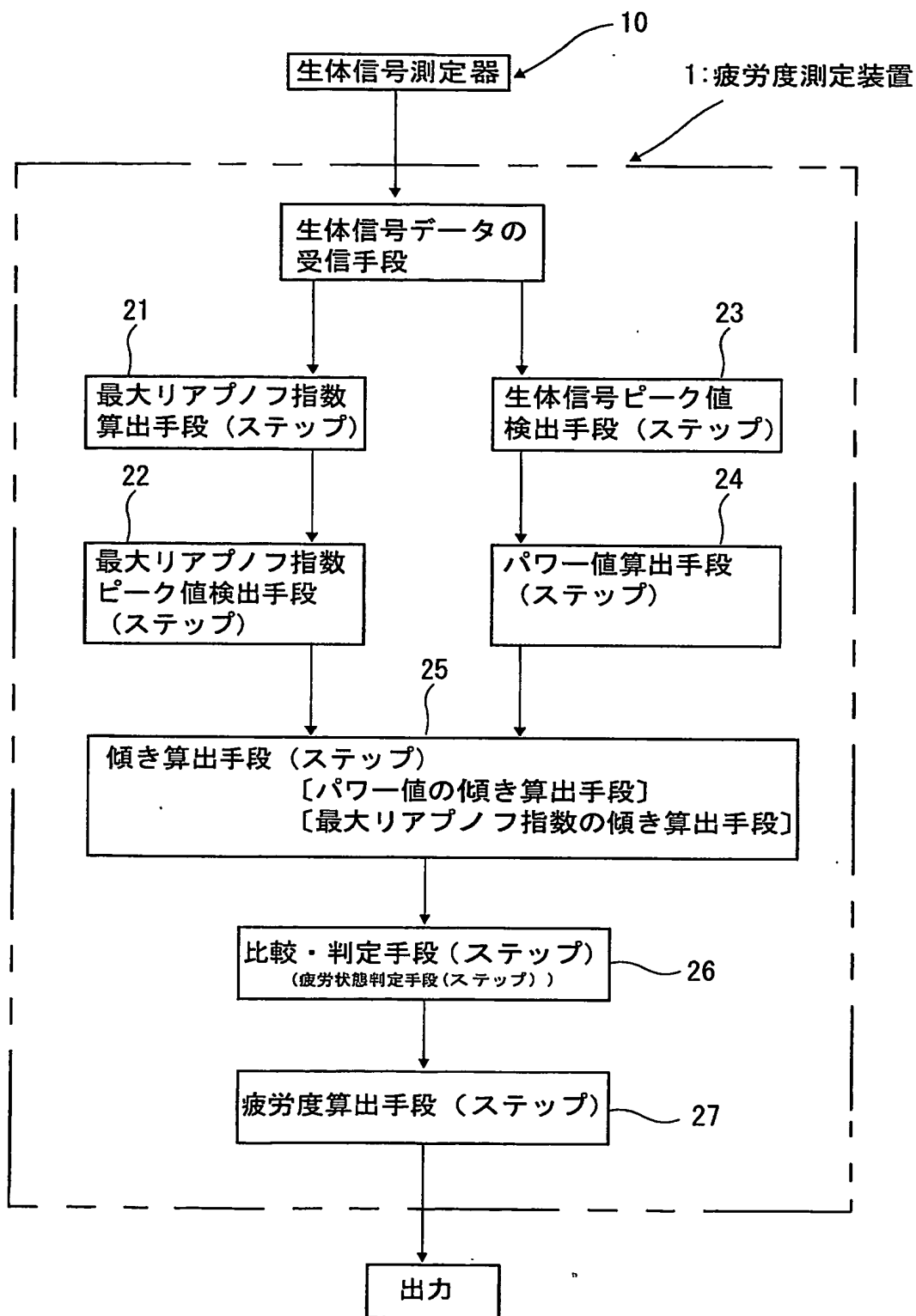
15

20

25

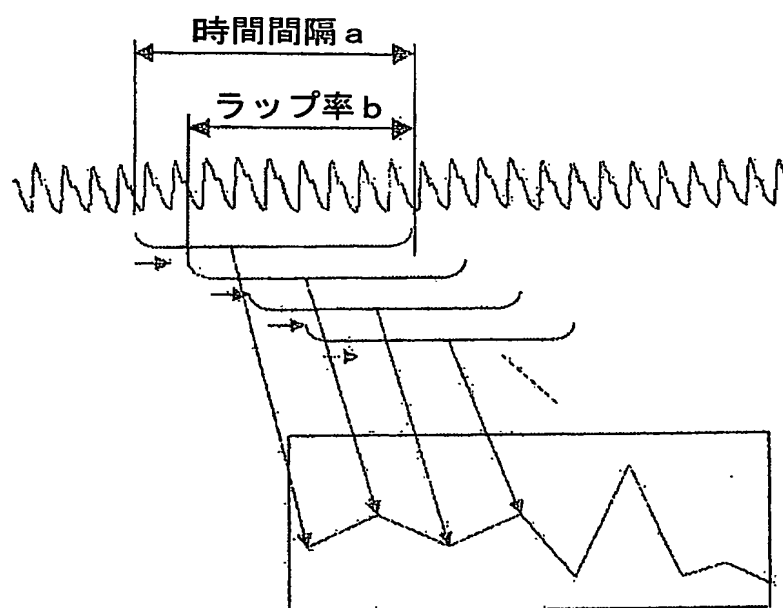
1/17

図 1



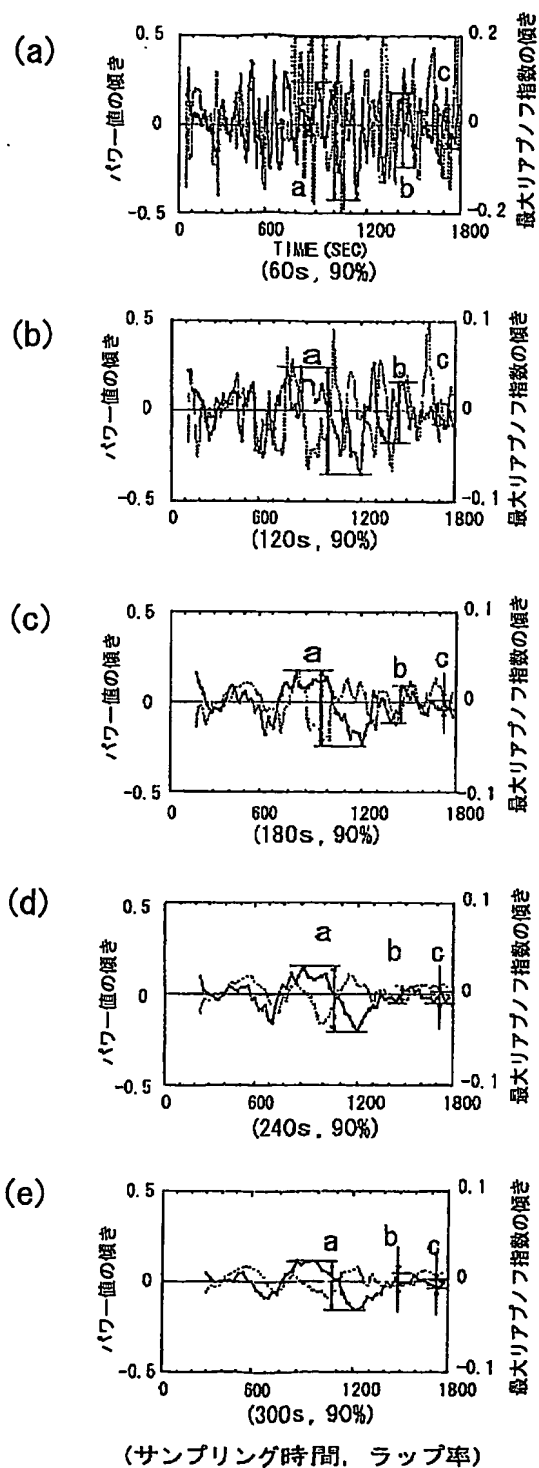
2/17

図 2

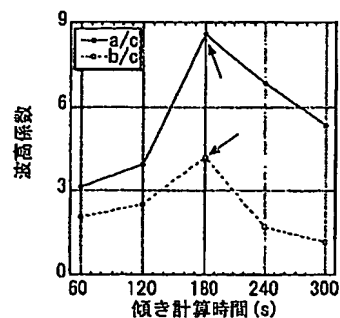


3/17

図 3



(f)



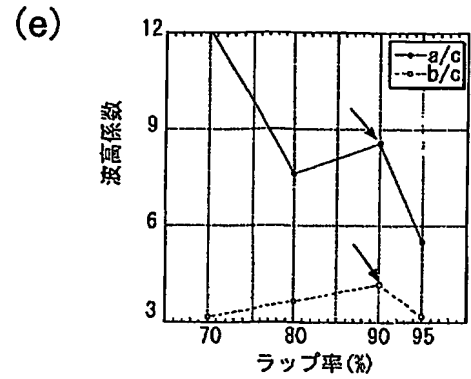
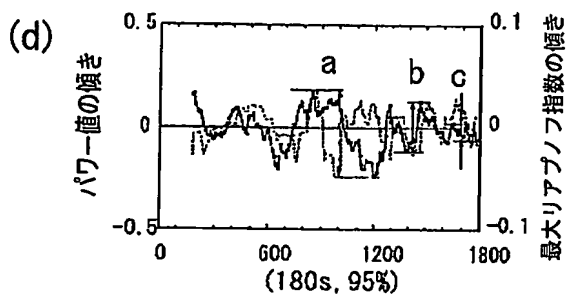
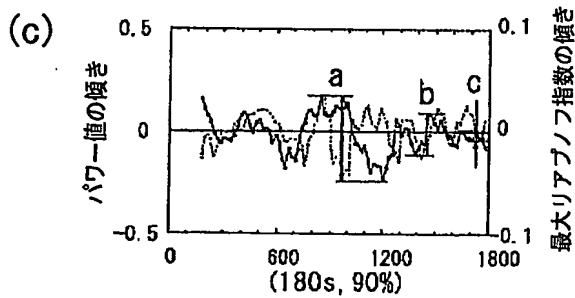
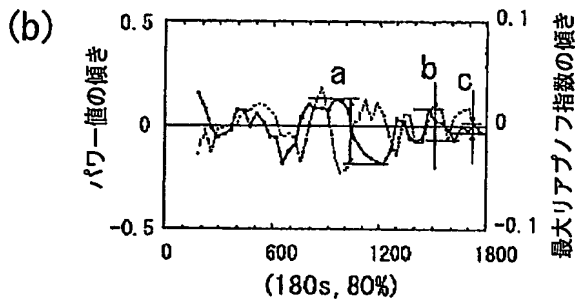
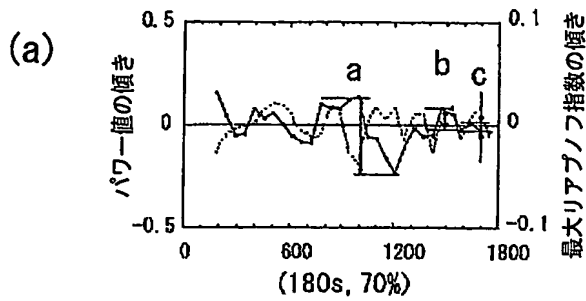
スライド計算ラップ率=90%  
サンプリング時間による波高係数の比較

—●— パワー値の傾き  
-○- 最大リアブノフ指数の傾き

a: 入眠予兆信号  
b: 睡眠に移転状態の信号  
c: 睡眠信号

4/17

図 4



—●— パワー値の傾き  
-○- 最大リアブノフ指数の傾き

a: 入眠予兆信号  
b: 睡眠に遷移状態の信号  
c: 睡眠信号

図 5

5/17

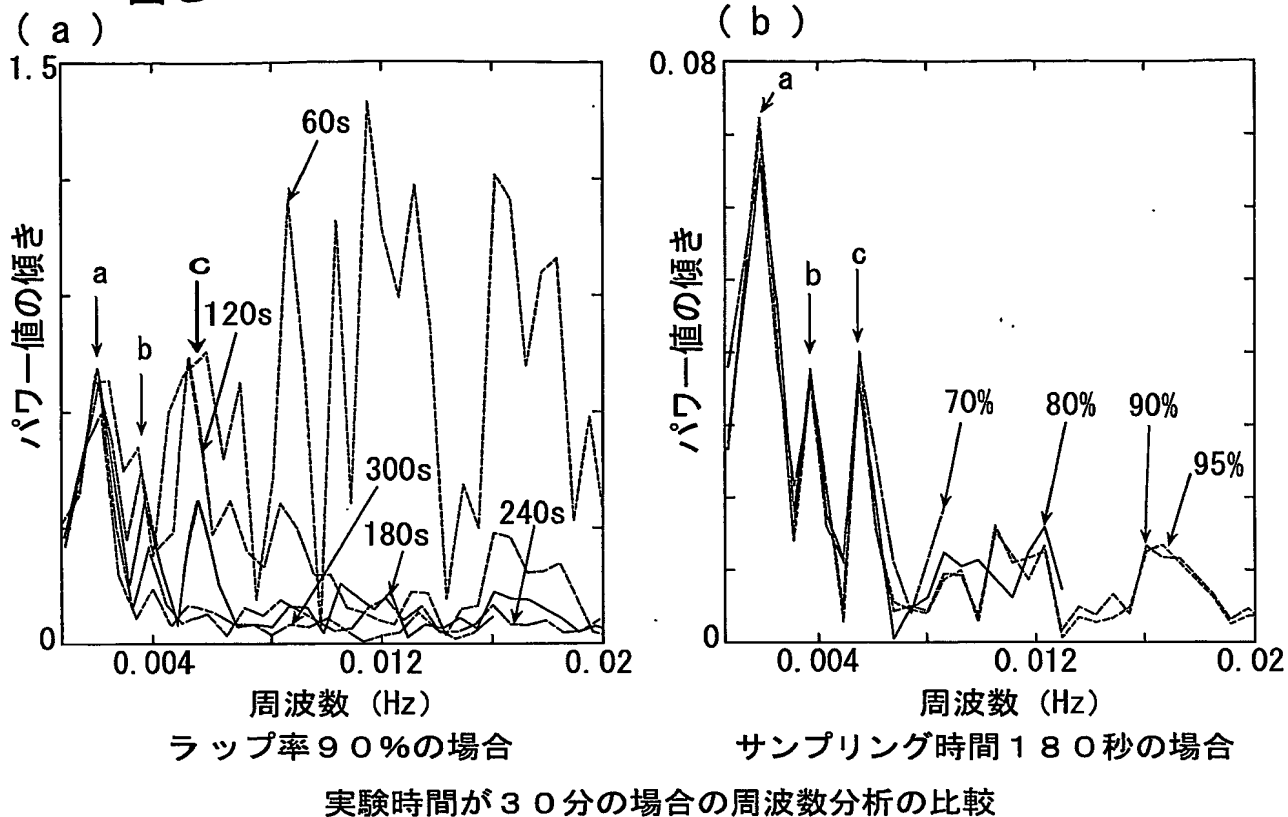


図 6

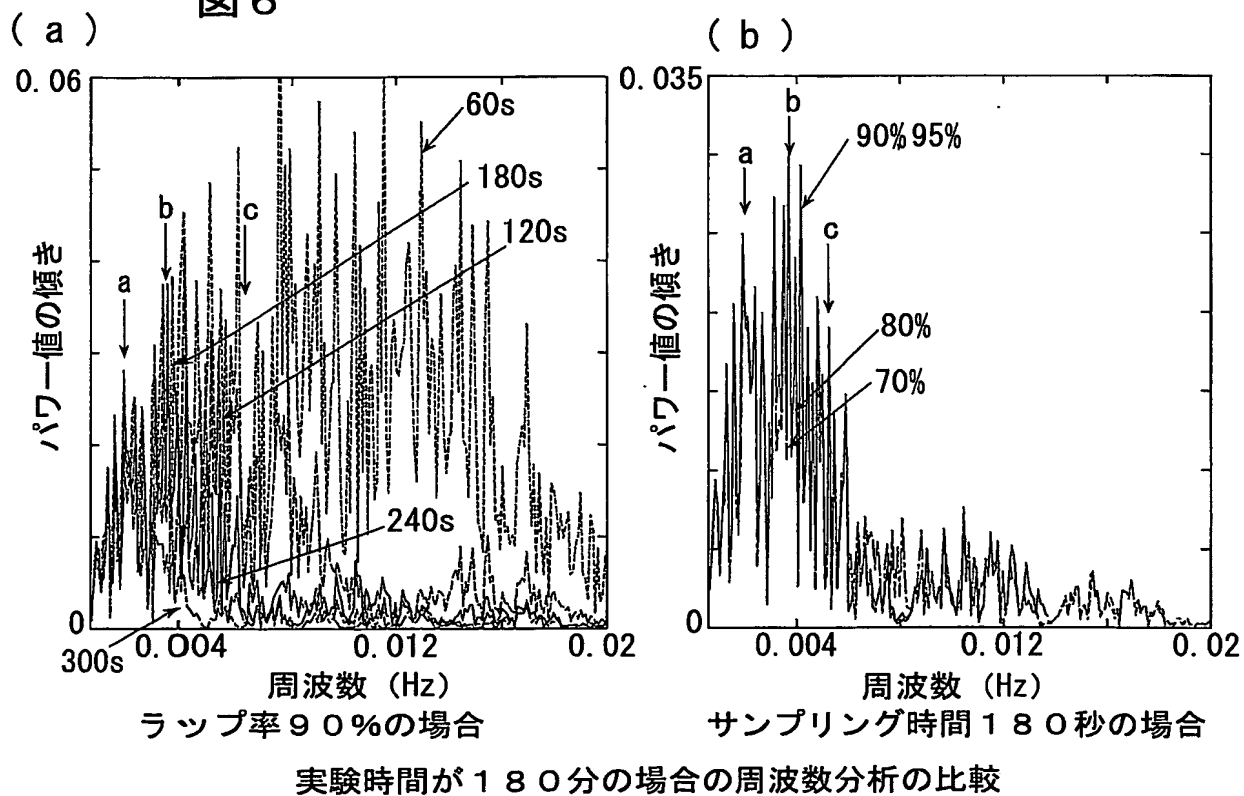
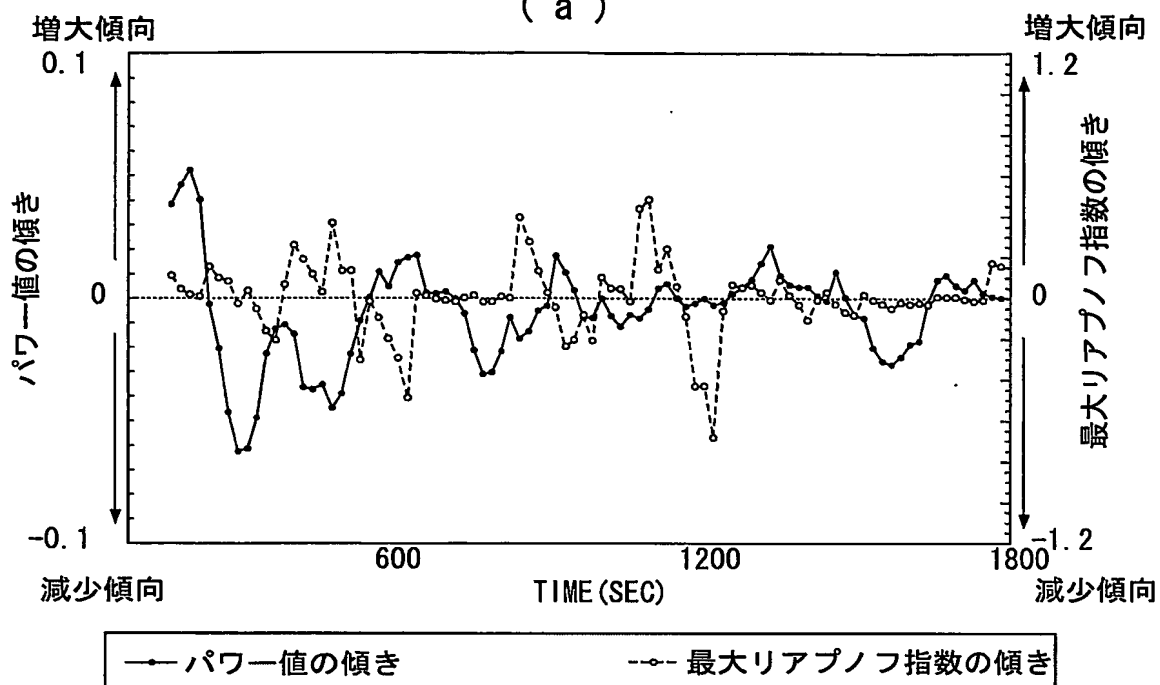


图 7

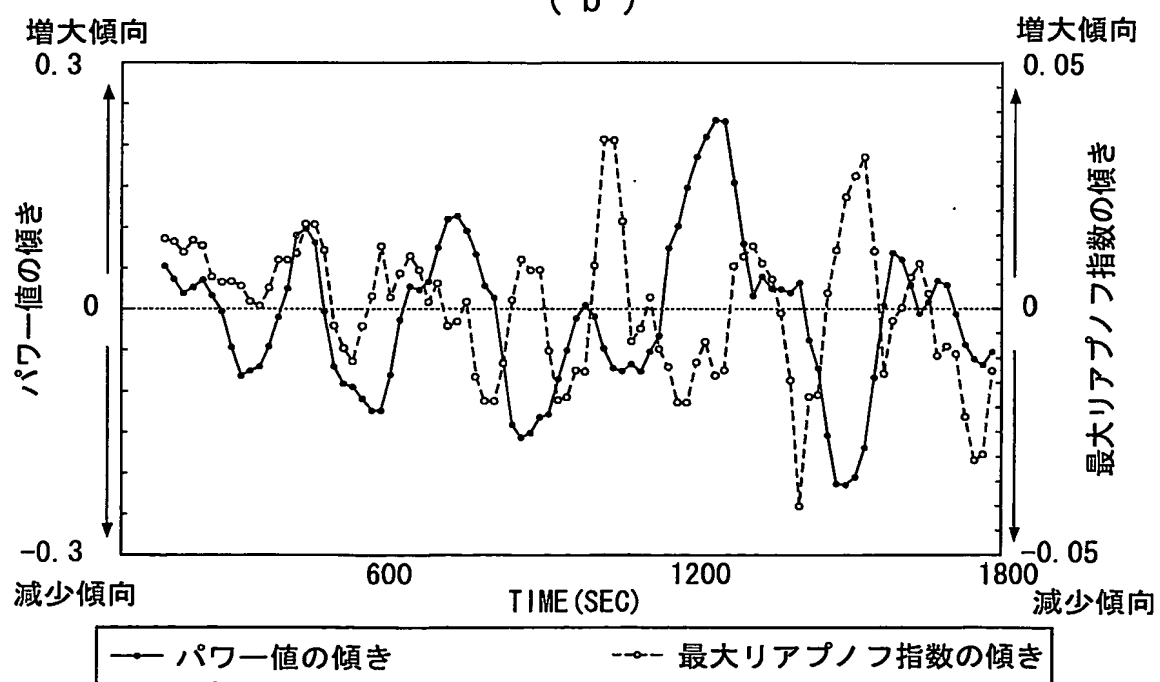
6/17

( a )



### 猫背姿勢 (hunched posture)

( b )



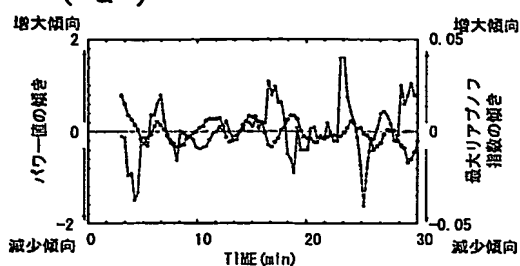
### 強制姿勢 (motionless posture)



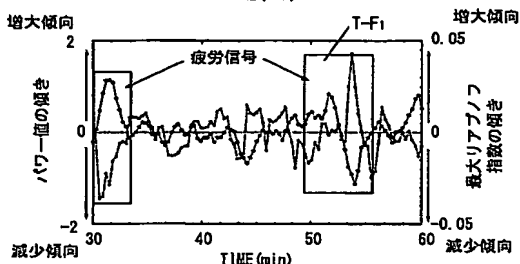
(a) 図9

8/17

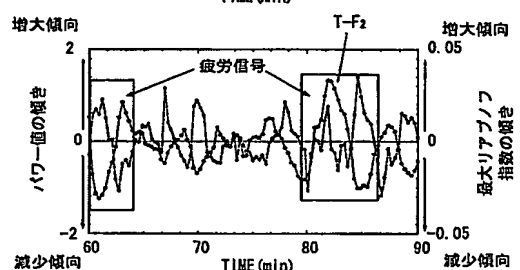
(b)



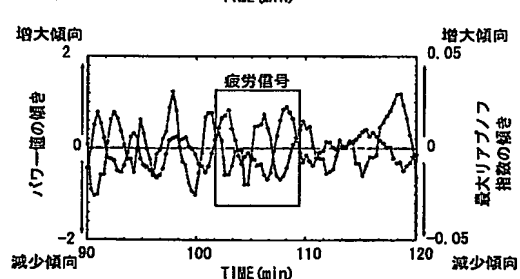
(0-30min.)



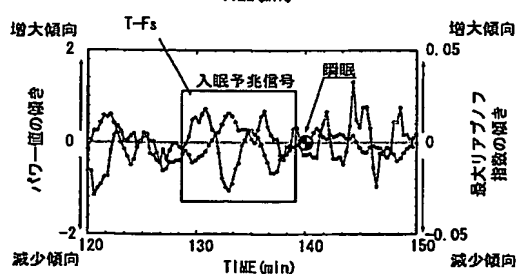
(30-60min.)



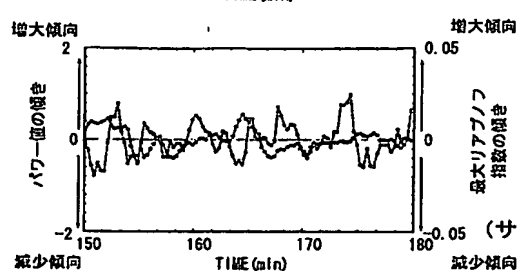
(60-90min.)



(90-120min.)



(120-150min.)

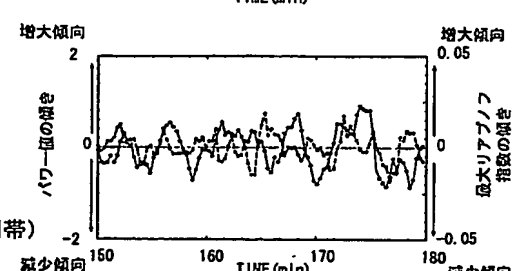
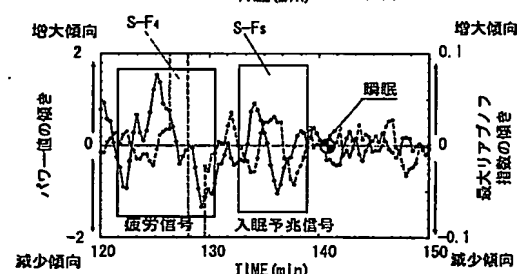
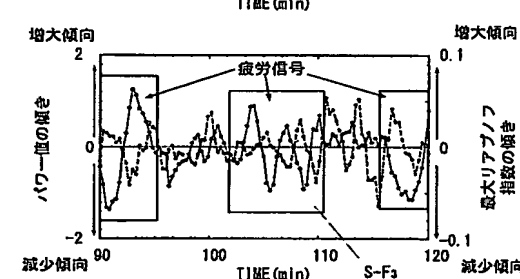
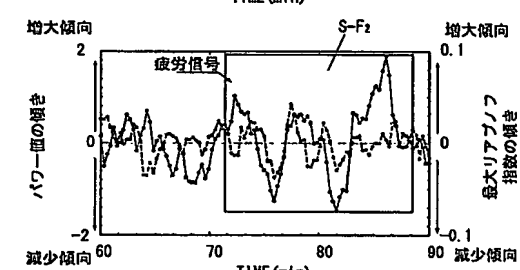
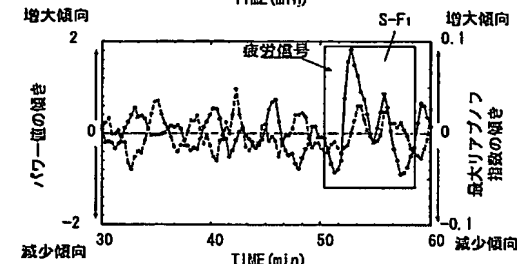
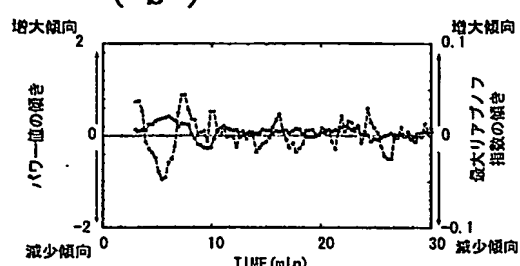


(150-180min.)

(サンプリングの時間帯)

— パワー値の傾き  
 --- 最大リアブノフ指数の傾き

体圧分散型シート



姿勢維持型シート

9/17

図 10

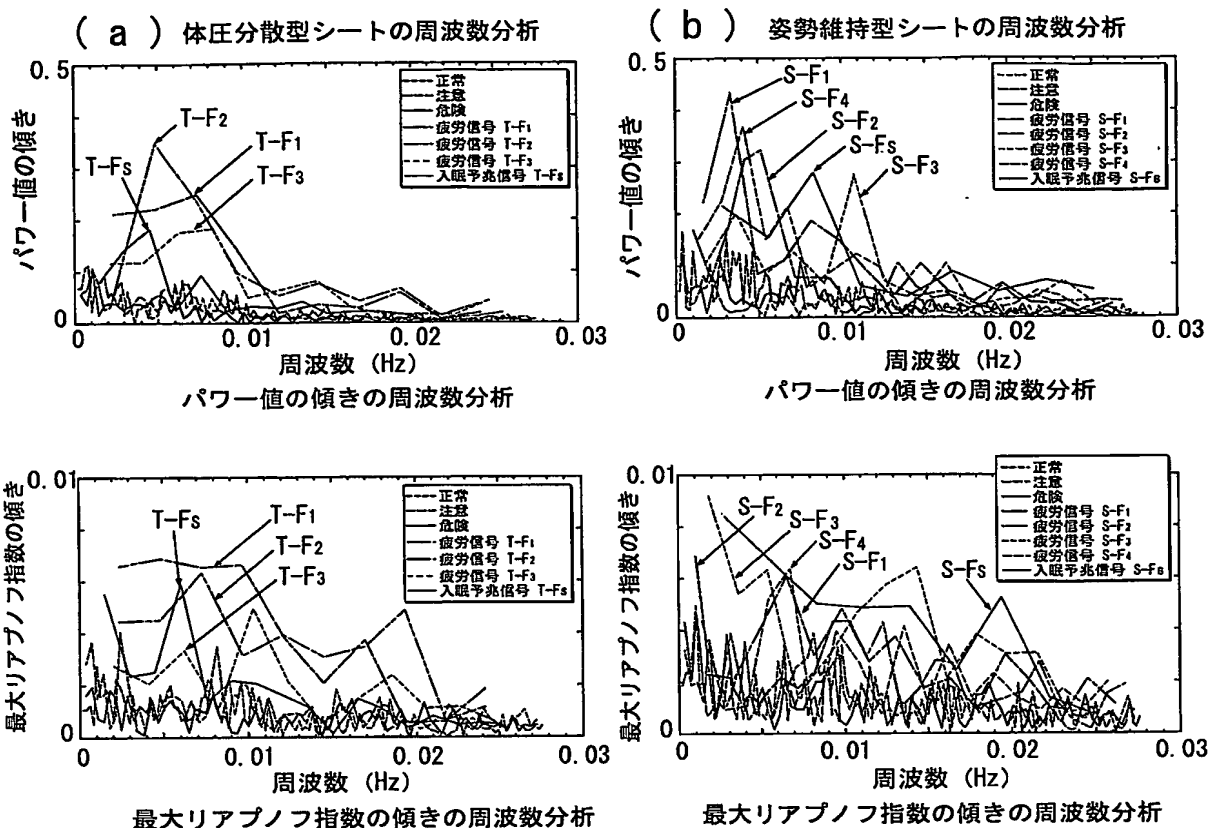


図 11

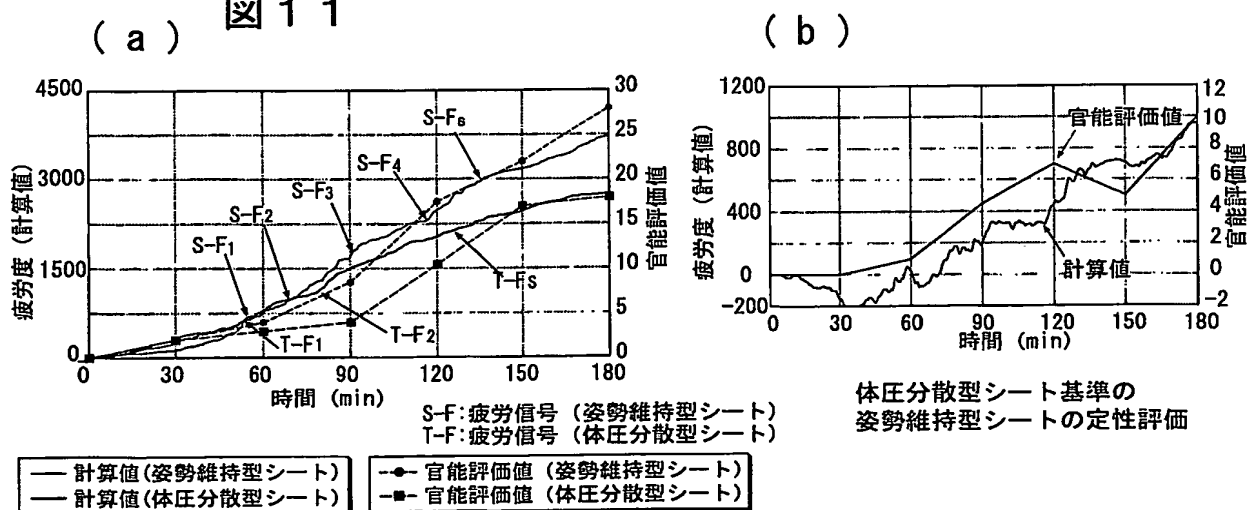
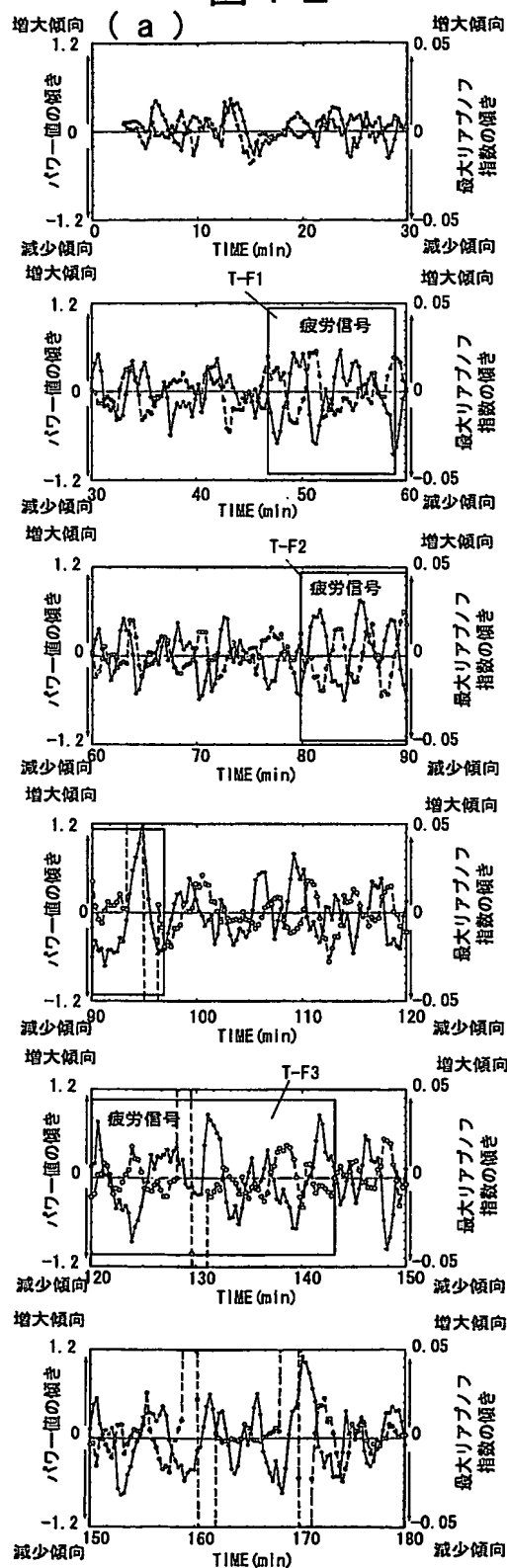
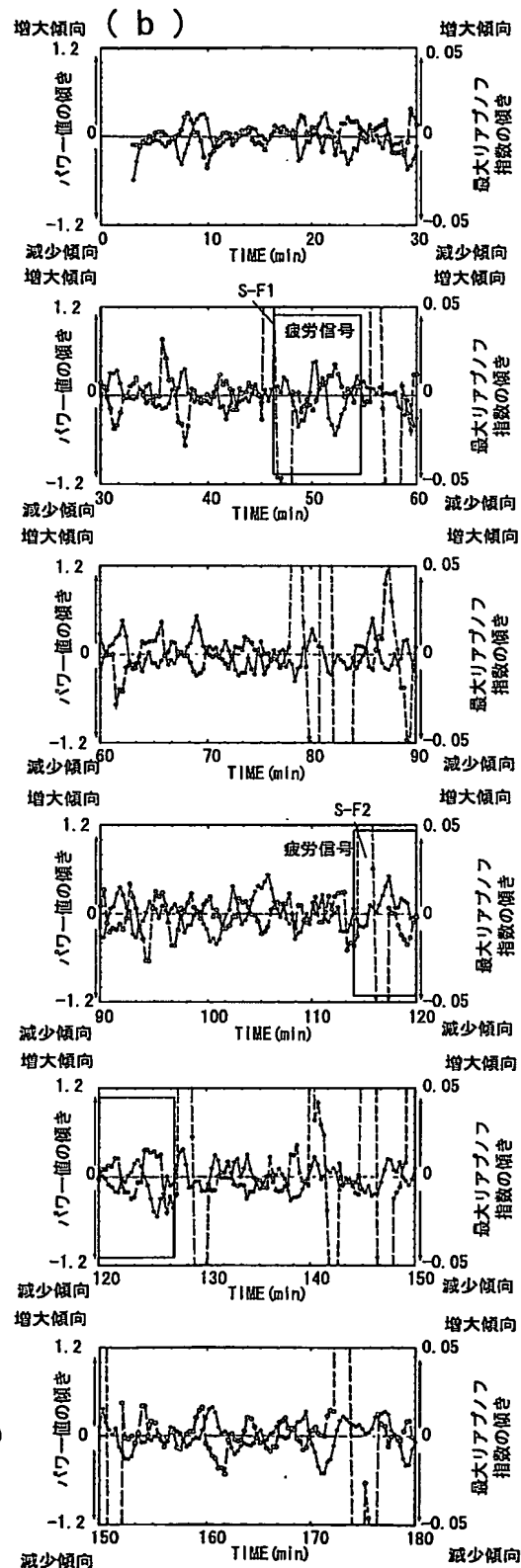


图 12

10/17



**体圧分散型シート**



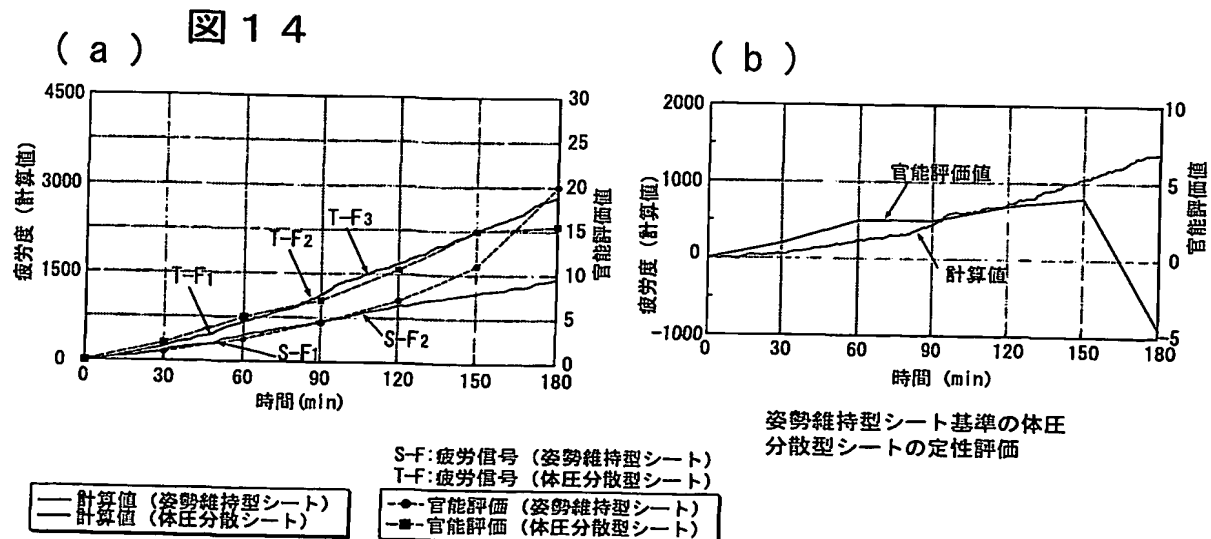
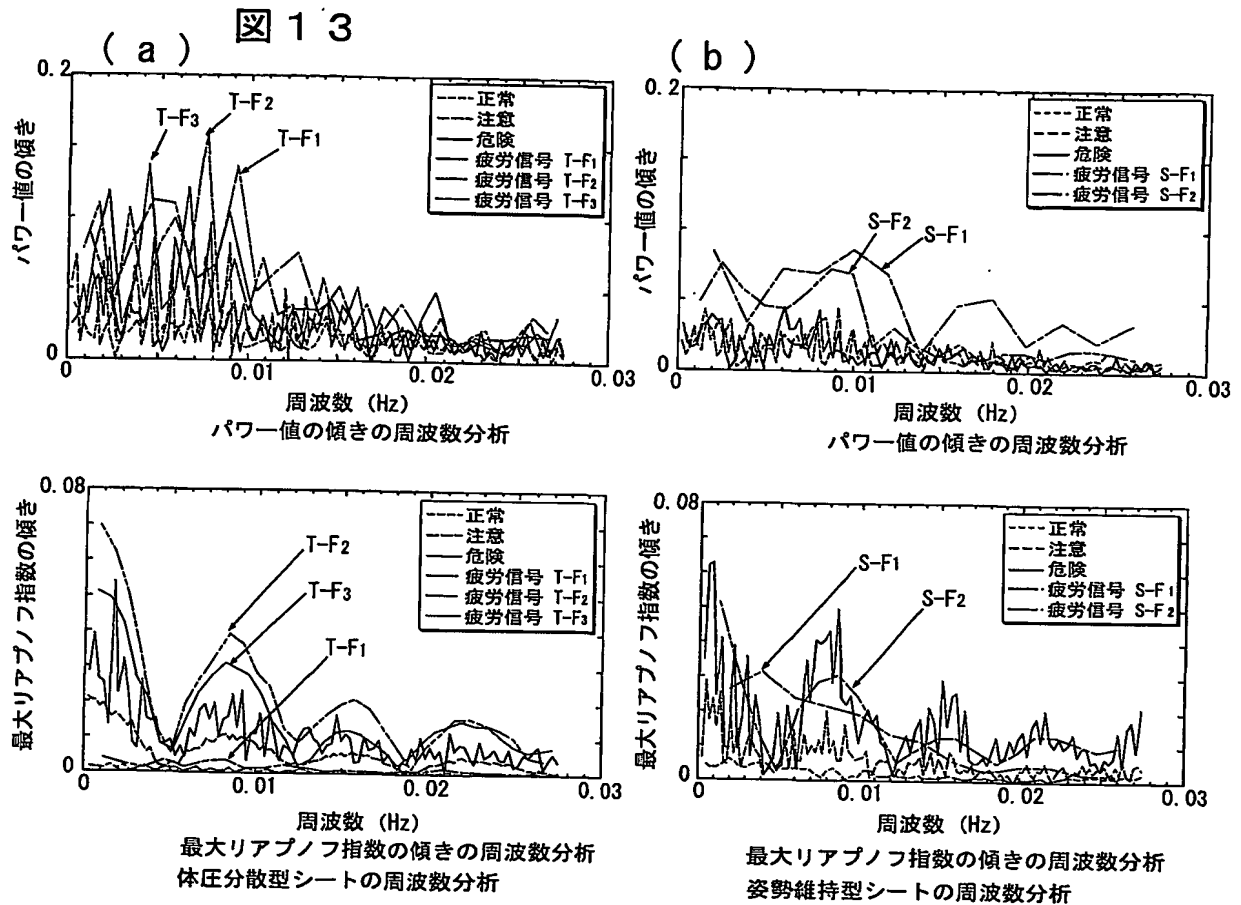
**姿勢維持型シート**

(サンプリングの時間帯)

—●—パワー値の傾き  
-○-最大リアプノフ指数の傾き

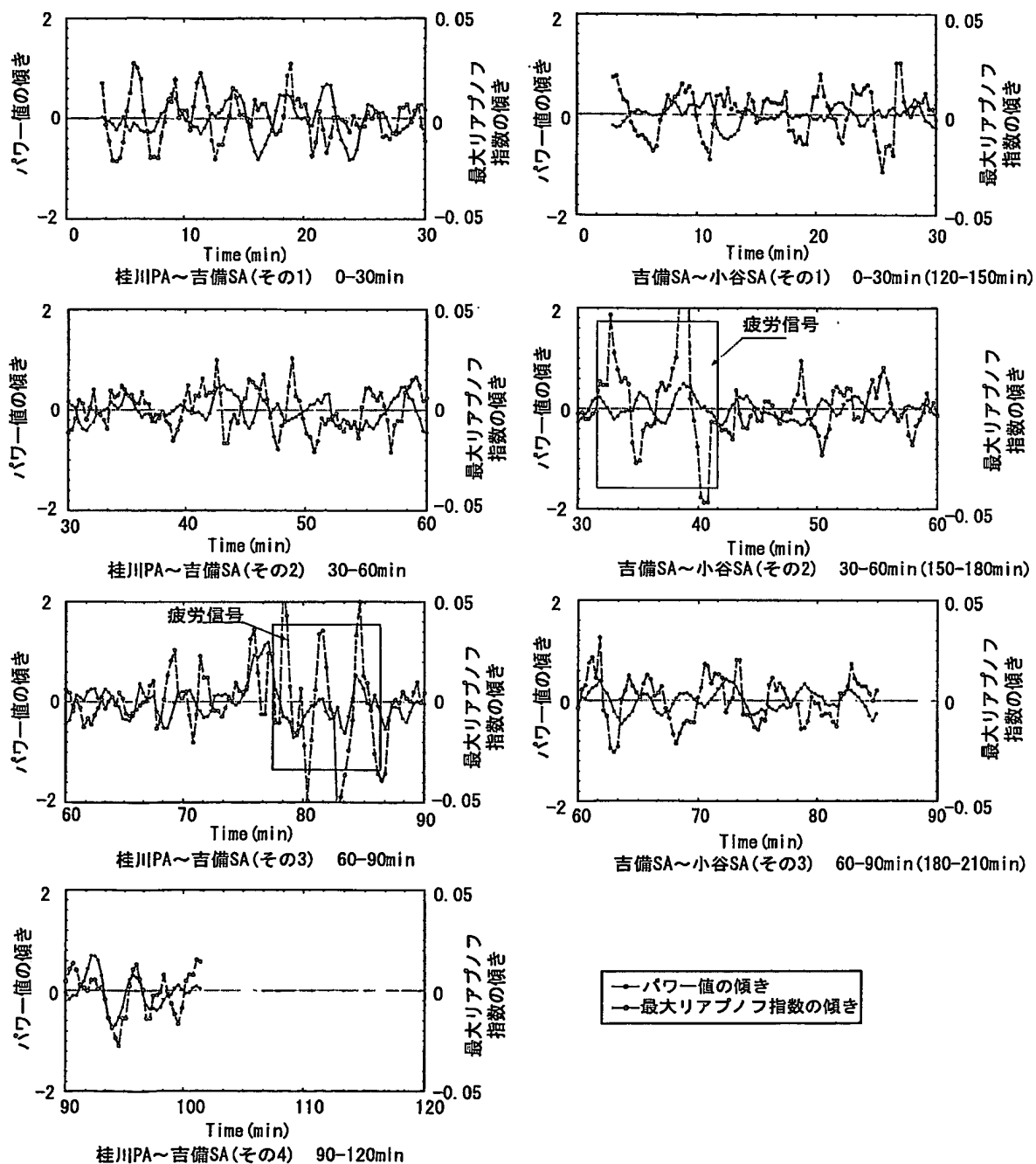
### ④・最大リアブノフ指数の傾き

11/17



12/17

図 15



14/17

図 17

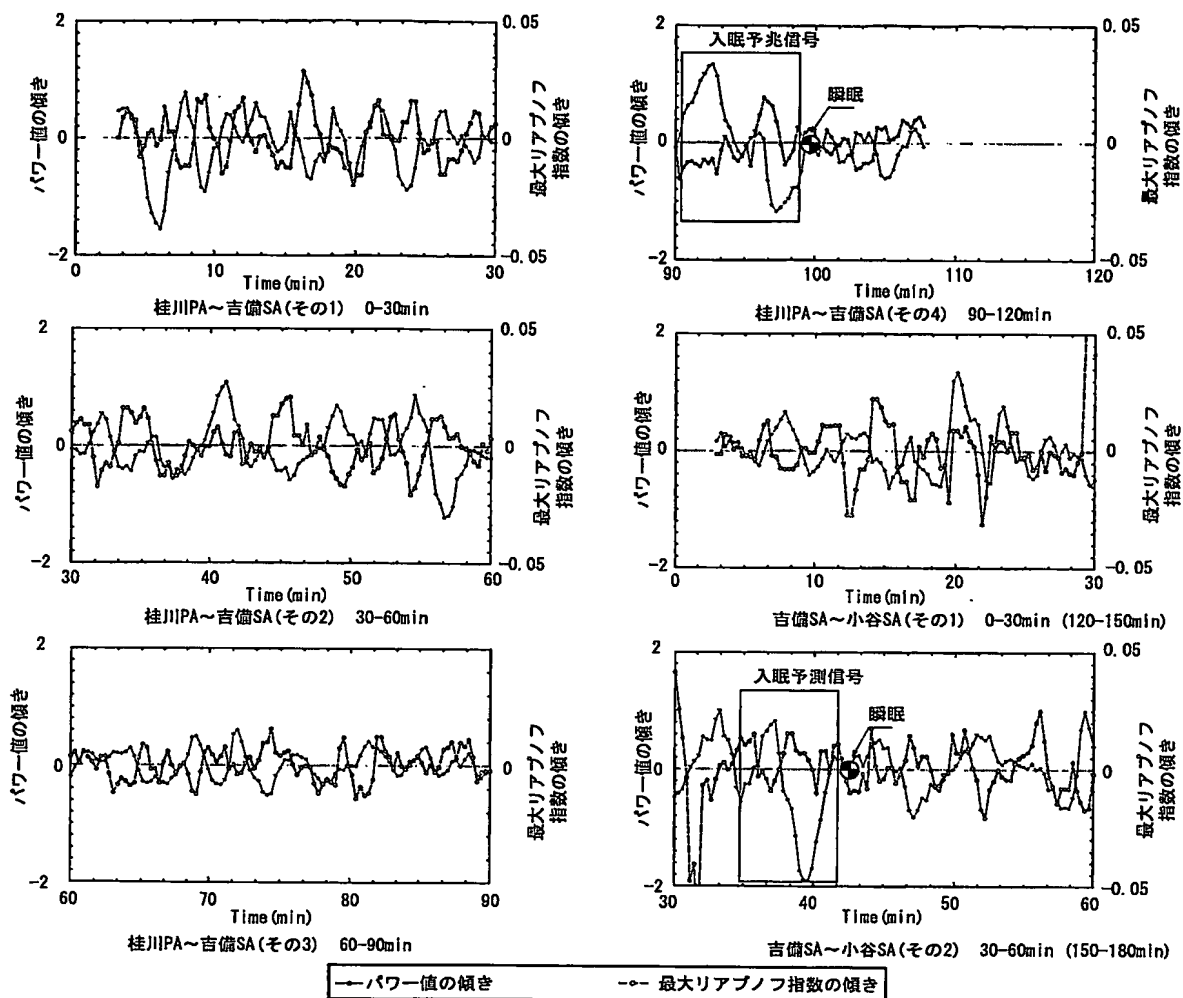


図 18

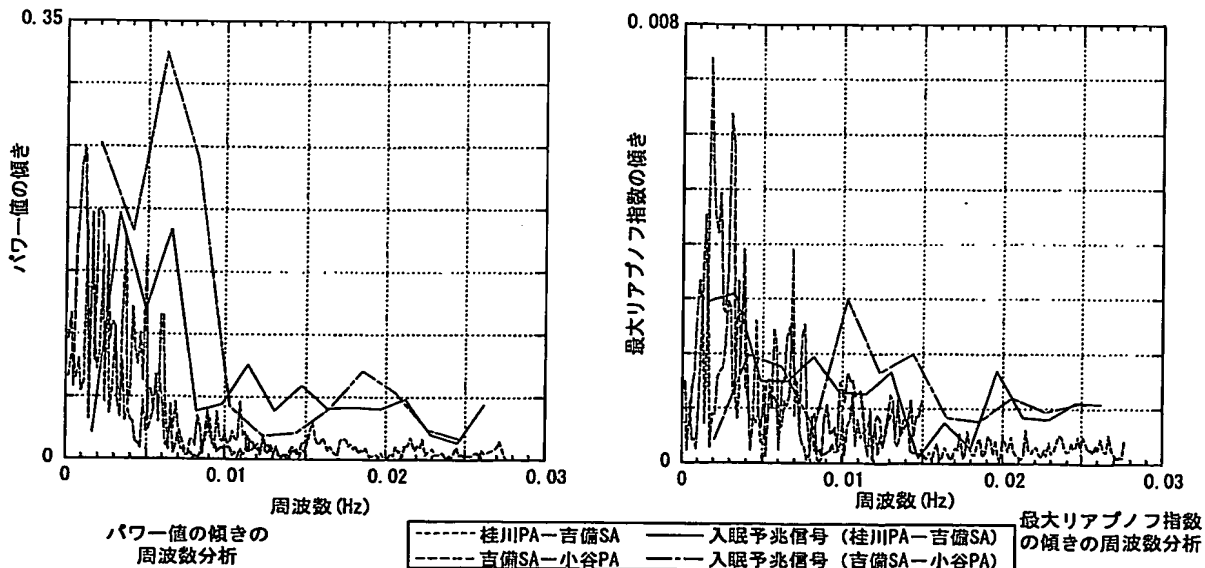
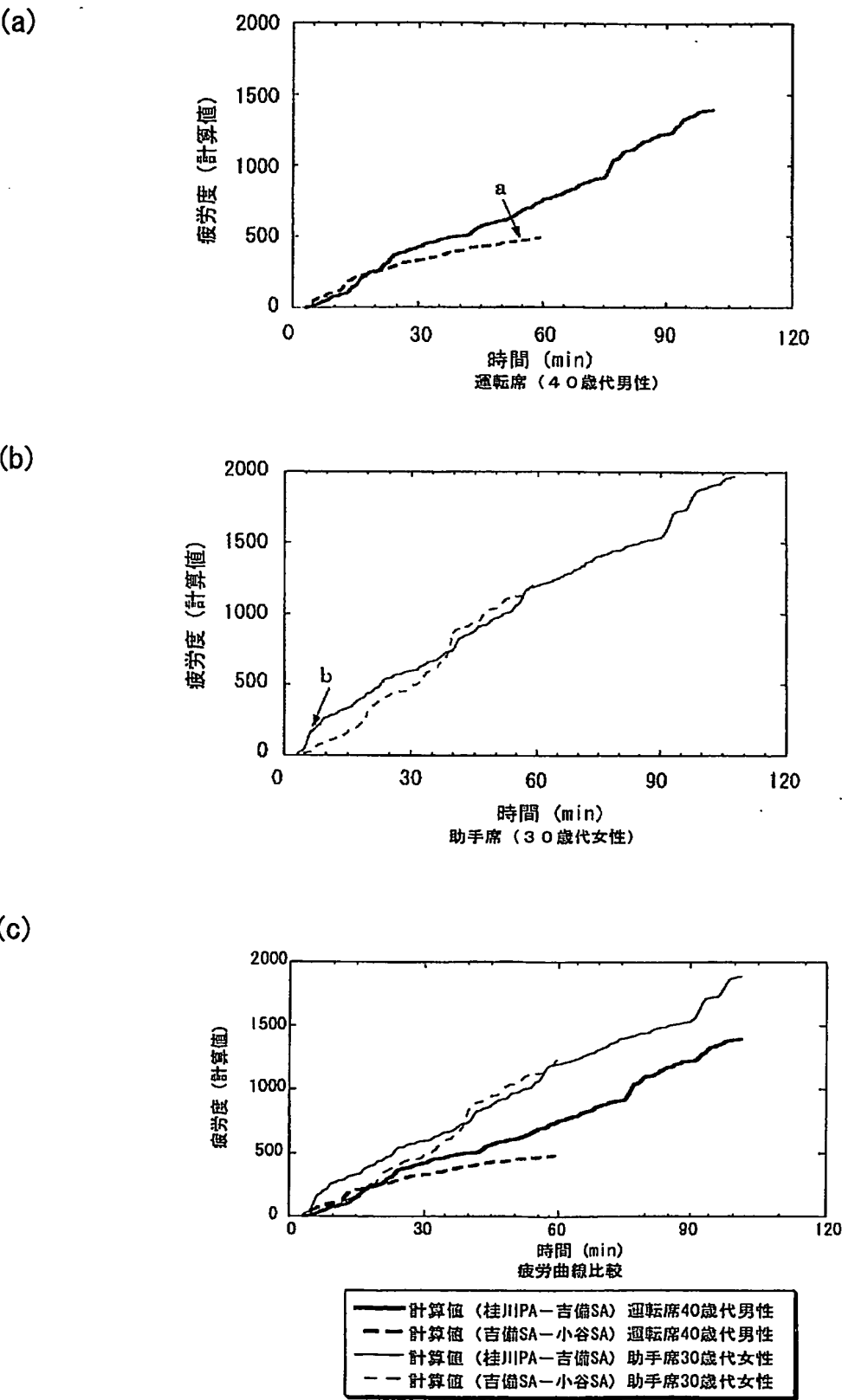
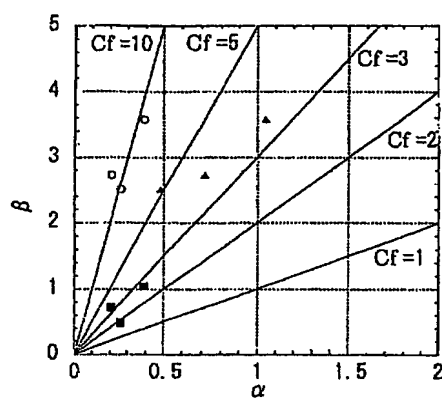


図 1 9



16/17

図 20



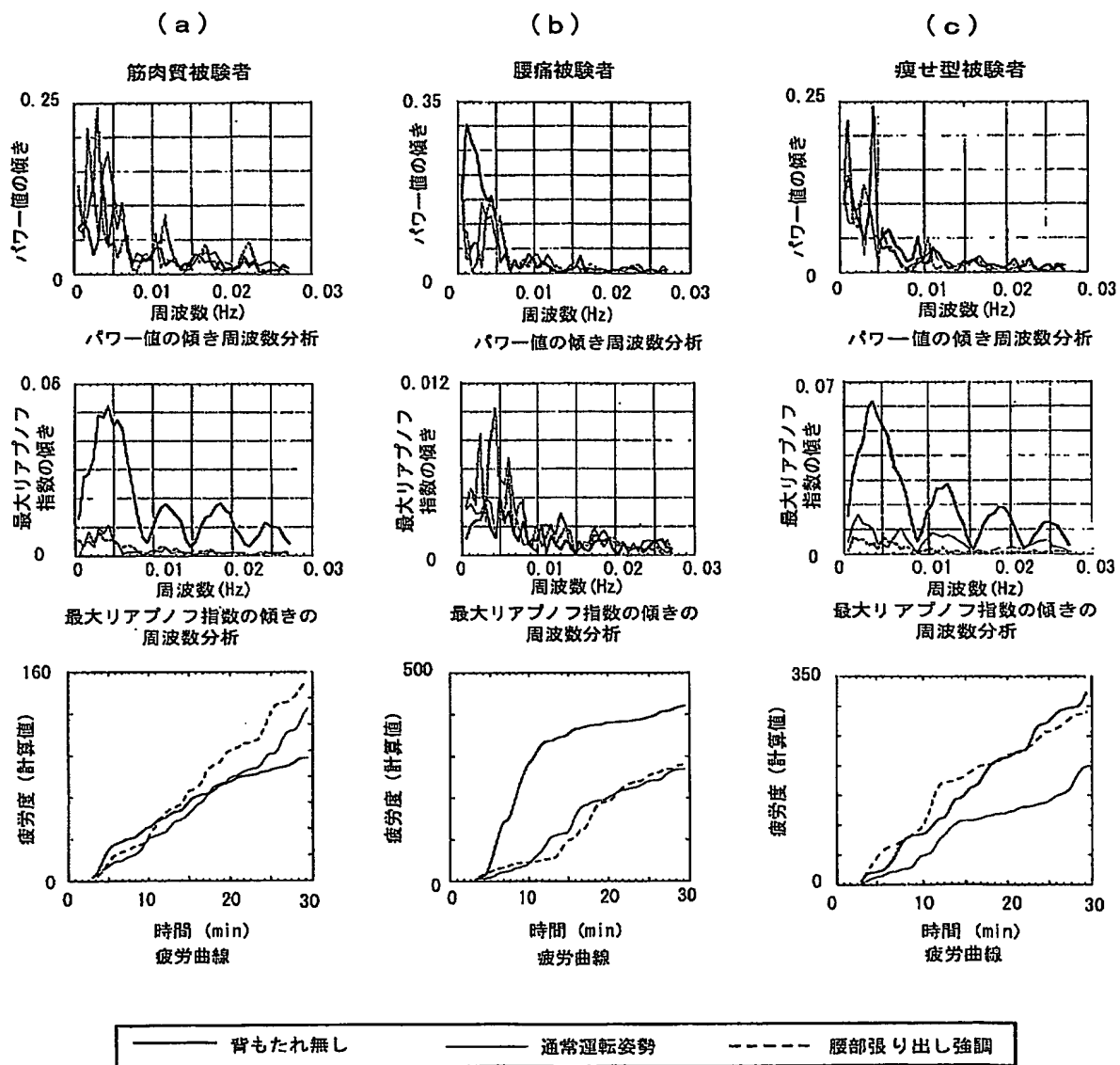
$$Cf = \frac{\alpha}{\beta}$$

- |   |                                   |
|---|-----------------------------------|
| ○ | $\alpha$ = 睡眠信号, $\beta$ = 入眠予兆信号 |
| △ | $\alpha$ = 疲労信号, $\beta$ = 入眠予兆信号 |
| ■ | $\alpha$ = 睡眠信号, $\beta$ = 疲労信号   |



17/17

図 2 1



## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/016058

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER  
Int.Cl<sup>7</sup> A61B5/16

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)  
Int.Cl<sup>7</sup> A61B5/16Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched  
Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2004  
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2004 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2004Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)  
JOIS, [MYAKU?\*KAOSU?\*HIRO? + MYAKU?\*KAOSU?\*RINSHO?] (in Japanese)

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 7-051234 A (Seiko Epson Corp.), 28 February, 1995 (28.02.95), Full text; all drawings	1-16
A	JP 10-014894 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 20 January, 1998 (20.01.98), Full text; all drawings	1-16
A	JP 4-208136 A (Computer Convenience Inc.), 29 July, 1992 (29.07.92), Full text; all drawings	1-16
A	WO 2002/087434 A1 (Computer Convenience Inc.), 07 November, 2002 (07.11.02), Full text; all drawings	1-16

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☒ See patent family annex.

\* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&amp;" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search  
15 November, 2004 (15.11.04)Date of mailing of the international search report  
30 November, 2004 (30.11.04)Name and mailing address of the ISA/  
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/016058

## C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
E, A	Katsuki HAYASHI, Hirotugu OGURI, "Seitai Joho Kaiseki ni yoru Jidosha Untenji no Seishin Fuka Suitei", The Institute of Electronics, Information and Communication Engineers Gijutsu Kenkyu Hokoku, [ME to Biocybernetics], JP, The Institute of Electronics, Information and Communication Engineers Hakko, 08 December, 2003 (08.12.03), Vol.103, No.489, pages 13 to 18	1-16
A	Atsushi TANAKA, "Chaos Riron ni yoru Shokugyoteki Hirokan Kenshutsu System Kaihatsu no Kanosei", The Bulletin of National Institute of Vocational Rehabilitation, JP, 1999 November, No.8, pages 27 to 37	1-16
A	Takayasu KAWAGUCHI et al., "Shisen Yoseki Myakuha no Chaos Kaiseki ni yoru Hishusei Hiro no Hyoka -Enkaku Kaigo ni okeru Vital Joho no Katsuyo", The Japanese Journal of Nursing Research, JP, Igaku-Shoin Ltd. Hakko, 15 August, 2001 (15.08.01), Vol.34, No.4, pages 17 to 24	1-16
E, A	Yoshiaki BABA et al., "Iryo ni okeru Chaos to Fukuzatsukei", Chino to Joho, Nihon Chino Joho Fuzzy Gakkai Hakko, JP, 15 December, 2003 (15.12.03), Vol.15, No.6, pages 635 to 642	1-16

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**  
Information on patent family members

International application No.  
PCT/JP2004/016058

JP 7-051234 A	1995.02.28	CN 1102036 A	1995.04.26
		CN 1127322 B	2003.11.12
		DE 69431575 D1	2002.11.28
		DE 69431575 T2	2003.03.06
		EP 630608 A1	1994.12.28
		EP 630608 A4	1999.03.17
		EP 630608 B1	2002.10.23
		JP 3039236 B2	2000.05.08
		JP 7-148126 A	1995.06.13
		JP 3047712 B2	2000.06.05
		JP 7-136139 A	1995.05.30
		JP 3049987 B2	2000.06.05
		JP 6-261870 A	1994.09.20
		JP 3070327 B2	2000.07.31
		JP 6-254060 A	1994.09.13
		JP 3070346 B2	2000.07.31
		JP 3092369 B2	2000.09.25
		JP 6-205747 A	1994.07.26
		US 6261235 B1	2001.07.17
		US 6364842 B1	2002.04.02
		US 6767329 B2	2004.07.27
		US 2002-065471 A1	2002.05.30
		WO 94/15526 A1	1994.07.21
<hr/>			
JP 10-014894 A	1998.01.20		
<hr/>			
JP 4208136 A	1992.07.29	JP 1891534 C	1994.12.07
		JP 6-009546 B	1994.02.09
<hr/>			
WO 2002/087434 A1	2002.11.07	US 2004-137639 A1	2004.07.15

## [Opinion on Description and Claims]

## 1. All the claims

The inventions of the claims relate to calculating "fatigue degree" according to an integrated value of inclination of "a power value" which is obtained as "a difference between the peak value of the upper limit side and the peak value of the lower limit side" of "a biological signal".

However, it is doubtful whether the "fatigue degree" thus obtained is a significant value indicating "fatigue" of an examinee whose biological signal is actually measured because the number of examinees as "test examples" in the "Best mode for carrying out the invention" is as small as 13, 3, 1, 2, or 3 persons.

## 2. Claims 13, 16

The inventions of these claims relate to judgment of a fatigue state according to the value of "the power spectrum".

However, the power spectrum has different values for each of the frequencies and its value cannot be simply compared. Accordingly, it is technically unclear what of the power spectrum is compared in the inventions.

## A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int Cl<sup>7</sup>

A61B 5/16

## B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int Cl<sup>7</sup>

A61B 5/16

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2004年
日本国実用新案登録公報	1996-2004年
日本国登録実用新案公報	1994-2004年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

JOIS, [脈? \* カオス? \* 疲労? + 脈? \* カオス? \* 臨床?]

## C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	JP 7-051234 A (セイコーエプソン株式会社) 1995. 02. 28 全文, 全図	1-16
A	JP 10-014894 A (松下電器産業株式会社) 1998. 01. 20 全文, 全図	1-16
A	JP 4-208136 A (株式会社コンピュータコンビニエンス) 1992. 07. 29 全文, 全図	1-16

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☒ パテントファミリーに関する別紙を参照。

## \* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの  
「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの  
「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)  
「O」 口頭による開示、使用、展示等に関する文献  
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

## の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの  
「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの  
「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの  
「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

15. 11. 2004

国際調査報告の発送日

30.11.2004

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)

郵便番号 100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

上田 正樹

2W

9405

電話番号 03-3581-1101 内線 3290

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	WO 2002/087434 A1 (株式会社コンピュータコンビニエンス) 2002.11.07 全文, 全図	1-16
E, A	林 克樹, 小栗宏次 “生体情報解析による自動車運転時の精神負 荷推定” 電子情報通信学会技術研究報告 [MEとバイオサイバネ ティックス] 日本 電子情報通信学会発行 2003.12.08 Vol.103 No.489 p.13-18	1-16
A	田中敦士 “カオス理論による職業的疲労感検出システム開発の可 能性” 障害者職業総合センター研究紀要 日本 1999.11 No.8 p.27-37	1-16
A	川口孝泰 (外3名) “指尖容積脈波のカオス解析による日周性疲 労の評価—遠隔介護におけるバイタル情報の活用” 看護研究 日本 株式会社医学書院発行 2001.08.15 Vol.34 No.4 p.17-24	1-16
E, A	馬庭芳朗 (外4名) “医療におけるカオスと複雑系” 知能と情 報 日本知能情報ファジイ学会発行 日本 2003.12.15 Vol.15 No.6 P.635-642	1-16

国際調査報告  
 パテントファミリーに関する情報

国際出願番号 PCT/J P 2004/016058

JP 7-051234 A	1995. 02. 28	CN 1102036 A	1995. 04. 26
		CN 1127322 B	2003. 11. 12
		DE 69431575 D1	2002. 11. 28
		DE 69431575 T2	2003. 03. 06
		EP 630608 A1	1994. 12. 28
		EP 630608 A4	1999. 03. 17
		EP 630608 B1	2002. 10. 23
		JP 3039236 B2	2000. 05. 08
		JP 7-148126 A	1995. 06. 13
		JP 3047712 B2	2000. 06. 05
		JP 7-136139 A	1995. 05. 30
		JP 3049987 B2	2000. 06. 05
		JP 6-261870 A	1994. 09. 20
		JP 3070327 B2	2000. 07. 31
		JP 6-254060 A	1994. 09. 13
		JP 3070346 B2	2000. 07. 31
		JP 3092369 B2	2000. 09. 25
		JP 6-205747 A	1994. 07. 26
		US 6261235 B1	2001. 07. 17
		US 6364842 B1	2002. 04. 02
		US 6767329 B2	2004. 07. 27
		US 2002-065471 A1	2002. 05. 30
		WO 94/15526 A1	1994. 07. 21
<hr/>			
JP 10-014894 A	1998. 01. 20		
<hr/>			
JP 4208136 A	1992. 07. 29	JP 1891534 C	1994. 12. 07
		JP 6-009546 B	1994. 02. 09
<hr/>			
WO 2002/087434 A1	2002. 11. 7	US 2004-137639 A1	2004. 07. 15



## 【明細書および請求の範囲に対する意見】

## 1. 全請求の範囲について

上記請求の範囲に係る発明は、「生体信号」の「上限側のピーク値と下限側のピーク値との差」を「パワー値」とし、該「パワー値」の傾きの積分値に基づき「疲労度」を算出するものである。

しかしながら、上記のようにして求めた「疲労度」が、実際に生体信号が測定されている者の「疲労」を意味する有意な値であるかどうかについては、本願の発明の詳細な説明における「発明を実施するための最良の形態」における「試験例」の被験者数が、それぞれ13名、3名、1名、2名、3名と、極めて少数であることから、疑義が持たれるものである。

## 2. 請求の範囲13、16について

上記請求の範囲に係る発明には、「パワースペクトラム」の大小から疲労の状態を判定する旨記載されている。

しかしながら、パワースペクトラムは、周波数毎に異なる値を持つものであることから、単純にその大小を比較できる性質のものではない。したがって、上記請求の範囲に係る発明はパワースペクトラムの何を比較するものであるのか、技術的に不明確である。